

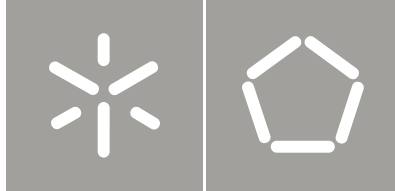


Américo Magno Sequeira

Estudo conceptual de uma almofada
dinâmica: validação experimental da
modulação da pressão de contacto,
utilizando células de ar comprimido

Universidade do Minho
Escola de Engenharia





Universidade do Minho
Escola de Engenharia

Américo Magno Sequeira

Estudo conceptual de uma almofada
dinâmica: validação experimental da
modulação da pressão de contacto,
utilizando células de ar comprimido

Tese de Mestrado
Ciclo de Estudos Integrados Conducentes ao
Grau de Mestre em Engenharia Mecânica

Trabalho efetuado sob a orientação do
Professor Doutor Luís António de Sousa Barreiros
Martins

e co-orientação do
Professor Doutor Eurico Augusto Rodrigues Seabra

RESUMO

A motivação para o trabalho presente surgiu na continuação do projecto “Sense4me - Sistema de monitorização e controlo de desconforto em deficientes físicos motores, acamados e pacientes cirúrgicos”, financiado pela FCT, que englobou uma equipa multidisciplinar coordenada pelo Departamento de Engenharia Têxtil e no qual o Departamento de Engenharia Mecânica teve uma participação qualificada, no projecto, fabrico e montagem de um protótipo laboratorial de uma almofada activa, utilizando jactos de água de alta velocidade. Como este protótipo se mostrou demasiado complexo e dispendioso para implementação numa solução comercial, foi decidido iniciar o desenvolvimento de um segundo protótipo baseado numa matriz de células de ar comprimido

Na primeira parte do trabalho foi feita uma revisão bibliográfica sobre a temática de úlceras de pressão, suas causas e sua monitorização, sobre tecnologias e equipamentos actualmente utilizados no fabrico de colchões activos para fins especiais, complementada com o estudo teórico da análise de equipamentos utilizando células pneumáticas.

O passo seguinte foi realizar o projecto conceptual para uma almofada pneumática dinâmica, a qual deverá utilizar uma manta de sensores para determinar pressões de risco na superfície de contacto com o corpo humano e reduzir localmente os valores críticos, através da modulação da pressão interna do ar nas células pneumáticas. Como o controlo da pressão que é feito através de válvulas direccionais, o objectivo final será obter um colchão dinâmico inovador que possa interagir com o seu utilizador, diminuindo deste modo o risco de desenvolver úlceras de pressão.

Para caracterizar experimentalmente o funcionamento da almofada pneumática, foi implementada uma bancada de teste com duas células pneumáticas e o respectivo hardware e software que implicou, por exemplo, a utilização de válvulas direccionais especiais com dois níveis de pressão para pilotagem e alimentação. Os resultados destes testes, nomeadamente no que diz respeito à dinâmica de enchimento, esvaziamento e controlo individual da pressão em cada célula, vieram demonstrar a viabilidade deste tipo de sistemas para a operacionalidade de uma almofada dinâmica inteligente.

O trabalho termina com a avaliação dos componentes necessários à construção de um colchão individual completo.

ABSTRACT

This work follows from the project "Sense4me - monitoring and control system of discomfort, for bed resting people and surgical patients", financed by Fundação para a Ciência e Tecnologia, that involved a multidisciplinary team coordinated by the Textile Engineering Department and where the Mechanical Engineering Department participated in the design and construction of a laboratory prototype, using the principle of dynamic water-jets to implement an active seat cushion. As this prototype proved to be very complex and expensive for commercial production, a decision was made to design a second prototype based on a dynamic matrix of air-cells.

The first part of the study is a literature review on the subject of pressure ulcers, their causes and monitoring, on technologies and equipment currently used in the construction of active mattresses, complemented with the analysis of equipment using pneumatic cells.

The next step was the conceptual design of a laboratory setup for a dynamic-air seat cushion that will use a pressure-sensing coverlet to evaluate the threatening pressure-sore points, in the body/cushion contact surface, and actively reduce the contact-pressure at these points via air pressure control of the individual cells.

A test bench was implemented for the experimental characterization of the seat-cushion, with two air-cells and the respective hardware and software.

The results show that the dynamics of the pressure control system, for the individual cells make it a viable option for the construction of a full-scale dynamic and innovative bed mattress that can interact with its user, thus decreasing the risk of pressure ulcer formation.

The dissertation ends with the analysis of the architecture and the needed components for the implementation of a full-mattress system.

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar gostaria de agradecer aos meus pais e a minha irmã, que sempre me apoiaram, pois sem eles nada seria possível ao longo desta etapa. A eles o meu muito obrigado.

Aos meus orientadores, o Doutor Luís António de Sousa Barreiros Martins e ao Doutor Eurico Augusto R. Seabra, pela orientação científica, pelo apoio e pela dedicação e disponibilidade que sempre demonstraram durante este trabalho.

Gostaria de agradecer também aos meus amigos por me terem apoiado.

Entre eles gostaria de referir alguns em especial, a Filipa Ferreira por nunca me deixar distrair do caminho necessário, ao Frederico Figueiredo e Carlos Sampaio por estarem sempre disponíveis, a Ana Bomtempo por todo o apoio científico fornecido.

Muito obrigado a todos.

ÍNDICE GERAL

RESUMO	iii
ABSTRACT	v
AGRADECIMENTOS.....	vii
1. INTRODUÇÃO	1
1.1 Objectivos do Trabalho	2
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	3
2.1 Úlceras de Pressão.....	3
2.1.1 Estágios do desenvolvimento das úlceras de pressão.....	5
2.1.2 Classificação das Úlceras de Pressão	5
2.1.3 Localização das Úlceras de Pressão	11
2.1.4 Factores que Contribuem para o Aparecimento de Úlceras de Pressão	13
2.2 Superfícies de Suporte.....	14
2.2.1 Classificação das Superfícies de Suporte	14
2.2.2 Superfícies de Suporte Estáticas	15
2.2.3 Superfícies de Suporte Dinâmicas	17
2.3 Ar Comprimido	20
2.3.1 Compressores.....	21
2.3.2 Válvulas	23
2.3.3 Válvulas de pressão.....	24
3. PROTOTIPO DE ALMOFADA DE MATRIZ DE CELULAS DE AR COMPRIMIDO	27
3.1 Descrição Conceptual do Protótipo da Almofada com Matriz de Células de Ar Comprimido	27
3.1.1 Base do Protótipo.....	28
3.1.2 Células de Ar Comprimido.....	28
3.1.3 Casquilho de Depósito.....	33
3.1.4 Cruz para Aplicação de Sensores	34
3.1.5 Válvulas direccionais	35
3.1.6 Compressor e Reservatório de Pressão.....	36
3.1.7 Válvula Reguladora de Pressão.....	37
3.1.8 Válvula limitadora de pressão	37
3.1.9 Conjunto Final.....	38
3.2 Princípio de Funcionamento do Protótipo por Matriz de Células Pneumáticas	41
3.2.1 Posição 1- Pressão.....	42

3.2.2	Posição 2 - Fechado.....	43
3.2.3	Posição 3 - Escape.....	44
4.	ENSAIO	45
4.1	Material utilizado.....	45
4.2	Custos	45
4.3	Esquema do ensaio.....	46
4.4	Controlo	47
4.4.1	Ensaio 1	48
4.4.2	Ensaio 2	49
4.4.3	Ensaio 3	50
4.4.4	Evoluções futuras.....	51
5.	CONCLUSÕES E TRABALHO FUTURO.....	53
5.1	CONCLUSÕES.....	53
5.2	TRABALHOS FUTUROS	53
6.	BIBLIOGRAFIA	55
	ANEXO A – ENSAIO 1 LADDER.....	57
	ANEXO B – ENSAIO 2 LADDER	61
	ANEXO C – ENSAIO 3 LADDER.....	67

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1.- Pressão e forças de envolvidas no desenvolvimento nas úlceras de pressão	4
Figura 2.2 - Reacção dos capilares com e sem excesso de pressão.....	4
Figura 2.3 - Camadas de tecidos do corpo humano	6
Figura 2.4 - Úlcera de Pressão de Categoria I	7
Figura 2.5 - Úlcera de Pressão de Categoria II	8
Figura 2.6 - Úlcera de Pressão de Categoria III	9
Figura 2.7 - Úlcera de Pressão de Categoria IV	10
Figura 2.8 - Posição em decúbito dorsal	11
Figura 2.9 - Posição em decúbito lateral	12
Figura 2.10 - Posição de Fowler	12
Figura 2.11 - Posição sentada.....	12
Figura 2.12 - Colchão de ar normal em vinil flexível.....	15
Figura 2.13 - colchão constituído por células independentes em neoprene	15
Figura 2.14 - Colchão de água ou gel em vinil flexível	16
Figura 2.15 - Colchão de espuma	16
Figura 2.16 - Geometria da superfície superior do colchão	16
Figura 2.17 - Colchão de pressão alternada	17
Figura 2.18 - esquema do seu funcionamento do colchao	17
Figura 2.19 - Colchão de baixa perda de ar.....	18
Figura 2.20 - Esquema do seu funcionamento do colchão	18
Figura 2.21 - Cama fluidizada a ar.....	19
Figura 2.22 - Esquema do seu funcionamento do colchão	19
Figura 2.23 - Roda impulsora e modo de funcionamento de um compressor dinâmico	21
Figura 2.24 - Ciclo de trabalho de compressão volumétrica.....	22
Figura 2.25 - Alteração da topologia de um circuito.....	23
Figura 2.26 - Válvula reguladora de pressão	24
Figura 2.27 - Válvula limitadora de pressão.....	25
Figura 3.1 - Base do protótipo de células de ar comprimido.....	28
Figura 3.2 – Constituição da membrana de Hypalon (tidel).....	29
Figura 3.3 – Colagem sobreposta.....	30
Figura 3.4 – Colagem topo a topo	31
Figura 3.5 – Desenho gráfico e modelo da célula pneumática cúbica	32

Figura 3.6 - Desenho gráfico e modelo da célula pneumática cilíndrica	32
Figura 3.7 – Casquilho de depósito simples (a) e com acessórios (b).....	33
Figura 3.8 - Casquilhos de depósito modificados (60 mm e 80 mm).....	34
Figura 3.9 – Cruz utilizada para aplicação de sensores de pressão e temperatura (a) e sua aplicação numa célula cúbica (b)	34
Figura 3.10 - Válvula direccional 5/3	35
Figura 3.11 – Compressor e reservatório de ar comprimido.....	36
Figura 3.12 – Protótipo do colchão por matriz de células de ar comprimido.....	38
Figura 3.13 – Tipo de células utilizadas no protótipo da almofada pneumática (cilíndricas (a) e cúbicas (b))	39
Figura 3.14 – Imagem gráfica em corte da almofada pneumática.....	39
Figura 3.15 – Matriz de sensores de pressão utilizados no protótipo.....	40
Figura 3.16 - Posição e distribuição dos sensores e nova almofada pneumática dimensionada	41
Figura 3.17 – Aumento de pressão na célula pneumática	42
Figura 3.18 – Estabilização de pressão na célula pneumática	43
Figura 3.19 – Redução de pressão na célula pneumática.....	44
Figura 4.1 – Esquema do ensaio.....	46
Figura 4.2 - Modo de funcionamento de um PLC	47
Figura 4.3 - Grafcet do Ensaio 1	48
Figura 4.4 - Grafcet do Ensaio 2.....	49
Figura 4.5 - Grafcet do Ensaio 3.....	50
Figura 4.6 - Esquema de ligação do protótipo com a manta a um PLC	51
Figura 4.7 - Colchão de 105 células	52
Figura 4.8 - Esquema da multiplexagem através de transístores	52

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 2.1 - Propriedades do ar comprimido	20
--	----

1. INTRODUÇÃO

Mesmo com a evolução que tem acontecido nos cuidados de saúde ao longo dos anos, as úlceras de pressão continuam a ser um problema, que custa não só muito dinheiro aos hospitais mas também aos pacientes, quer nos aspectos psicológicos relacionados com a dor e sofrimento quer na perda geral de qualidade de vida ou até na causa de morte prematura (por infecção generalizada). Por estes motivos, torna-se inevitável uma procura de soluções para a prevenção deste grave problema que atinge particularmente doentes acamados, deficientes físicos motores e pacientes cirúrgicos.

Este problema ainda se torna mais grave se tivermos em conta que com as úlceras de pressão a possibilidade de se criar infecções aumenta bastante o que torna o seu tratamento ainda mais demorado e custoso, contribuindo ainda para o aumento da taxa de mortalidade.

As úlceras de pressão são sempre de difícil tratamento, e em certos casos necessitam mesmo o transplante de pele para a zona danificada. Infelizmente, este tipo de cirurgia nem sempre é executável, especialmente em pessoas idosas, frágeis e que apresentem desnutrição. Isto faz com que a prevenção seja a prioridade máxima das úlceras de pressão, associada ao estudo e avanço nos equipamentos e tecnologias que resolvam este tipo de problema na área da saúde, sendo isto o principal objectivo deste trabalho.

A presente dissertação é constituída por cinco capítulos:

No Capítulo 1, intitulado de Introdução, descreve-se o enquadramento geral da dissertação, e identificam-se os objectivos, bem como a estruturação da dissertação.

O Capítulo 2 é relativo a Revisão bibliográfica, onde são abordados os assuntos pesquisados para a elaboração deste projecto, entre eles são as úlceras de pressão, as superfícies de suporte existentes no mercado, e o ar comprimido que é a base do nosso projecto.

No Capítulo 3 falamos sobre o protótipo e todos os acessórios necessários a sua elaboração.

No Capítulo 4 desenvolve-se o protótipo e falamos sobre as várias alternativas e funcionalidades do projecto.

Por fim, no Capítulo 5, Conclusão, são descritas as considerações e conclusões adquiridas com este trabalho.

1.1 Objectivos do Trabalho

Com este trabalho pretende-se encontrar uma solução para prevenir o aparecimento de úlceras e activar a circulação sanguínea dos pacientes acamados por longos períodos, não provocando desconforto durante todo o período de duração da sua imobilização através do desenvolvimento de uma superfície de suporte activa a qual venha a permitir uma dinâmica de funcionamento inteligente.

Para atingir esse objectivo, será necessário obter primeiro a caracterização do funcionamento de um pequeno protótipo de uma almofada pneumática, que utiliza uma manta de sensores para determinar pressões de risco na superfície de contacto com o corpo humano. A almofada deverá ser constituída por uma matriz de células para se poder fazer o controlo da pressão. Este controlo da pressão será dinâmico e resultará numa almofada ou colchão dinâmico inovador que possa interagir com a situação de atrito/deslizamento do seu utilizador, diminuindo deste modo o risco de desenvolver úlceras de pressão.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Na revisão bibliográfica iremos pesquisar sobre as úlceras de pressão, o que são e porque se formam, sobre os vários tipos de colchões existentes no mercado até ao momento para que as úlceras de pressão sejam prevenidas, e por fim vai ser feita uma pesquisa sobre ar comprimido visto que o protótipo da almofada que se pretende fazer o utiliza.

2.1 Úlceras de Pressão

Sabe-se que as úlceras de pressão representam um problema de saúde que consome recursos humanos e materiais, seja em ambiente hospitalar ou domiciliário. Este problema reflecte-se em termos de insatisfação dos profissionais pela não obtenção dos resultados a que se propõe (na maioria dos casos, a cicatrização total) e por um custo para o Serviço Nacional de Saúde extremamente elevado. Assim, torna-se cada vez mais importante que os novos produtos representem, efectivamente, uma mais-valia para a prestação optimizada dos cuidados de saúde a pacientes.

Segundo a EPUAP (European Pressure Ulcer Advisory Panel), em 2007, uma úlcera de pressão “é uma área de lesão localizada na pele e/ou tecidos subjacentes (tecido subcutâneo, músculo, articulações, ossos) geralmente sobre uma proeminência óssea, como resultado da pressão, ou fricção e/ou combinação destes” durante um período prolongado de tempo [1].

As úlceras de pressão, também designadas por úlcera de decúbito, são lesões cutâneas que se produzem em consequência de uma falta de irrigação sanguínea e de uma irritação da pele que reveste uma saliência óssea, nas zonas em que esta foi pressionada contra uma cama, uma cadeira de rodas, um molde, uma tala ou outro objecto rígido durante um elevado período de tempo.

Recomenda-se a adopção do termo úlcera de pressão, já que o termo decúbito refere-se a deitado, mas as úlceras de pressão podem desenvolver-se em qualquer posição (sentado, de pé, entre outros).

As úlceras de pressão desenvolvem-se a partir de forças de pressão e/ou corte que pressionam os vasos capilares fazendo com que haja uma degradação e consequente destruição destes, o que leva a um défice do aporte sanguíneo na zona sobre pressão. Esta situação faz com que haja morte dos tecidos e formação de uma úlcera de pressão. As figuras seguintes permitem a visualização do processo de desenvolvimento da úlcera de pressão (Figura 2.1) e destruição dos capilares sanguíneos (Figura 2.2).

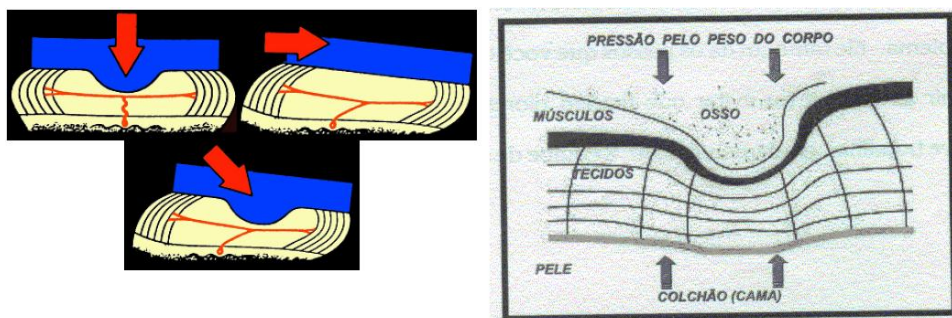


Figura 2.1.- Pressão e/ou forças de corte envolvidas no desenvolvimento nas úlceras de pressão

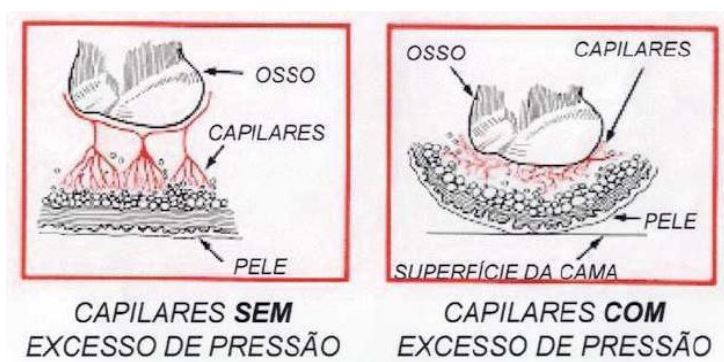


Figura 2.2 - Reacção dos capilares com e sem excesso de pressão

2.1.1 Estágio do desenvolvimento das úlceras de pressão

Estágio 1: hiperemia

- Ocorre em 30 minutos; desaparece 1 hora após remoção da pressão

Estágio 2: Isquemia

- Surge após pressão contínua de 2 a 6 horas. Leva no mínimo 36 horas para desaparecer

Estágio 3: Necrose

- Pressão é mantida por mais de 6 horas; pele azulada e endurecida. Não desaparece.

Estágio 4: Ulceração

- Dentro de 2 semanas a área de necrose pode tornar-se ulcerada e infectada [19].

2.1.2 Classificação das Úlceras de Pressão

As Úlceras de pressão podem classificar-se de acordo com vários critérios:

tipo de tecido; profundidade; coloração; entre outros.

De um modo geral, a classificação aceita internacionalmente, e aconselhada pelas entidades oficiais, que se dedicam a este assunto é baseada na profundidade da ferida, desde a superfície da pele até ao osso. Esta classificação revela-se menos ambígua e de fácil avaliação. A classificação adoptada é a preconizada pela NPUAP (National Pressure Ulcer Advisory Panel) e a EPUAP.

A classificação das úlceras de pressão é de grande importância para o seu tratamento, visto que esta classificação permite o uso do equipamento mais adequado conforme o risco a que o paciente está sujeito.

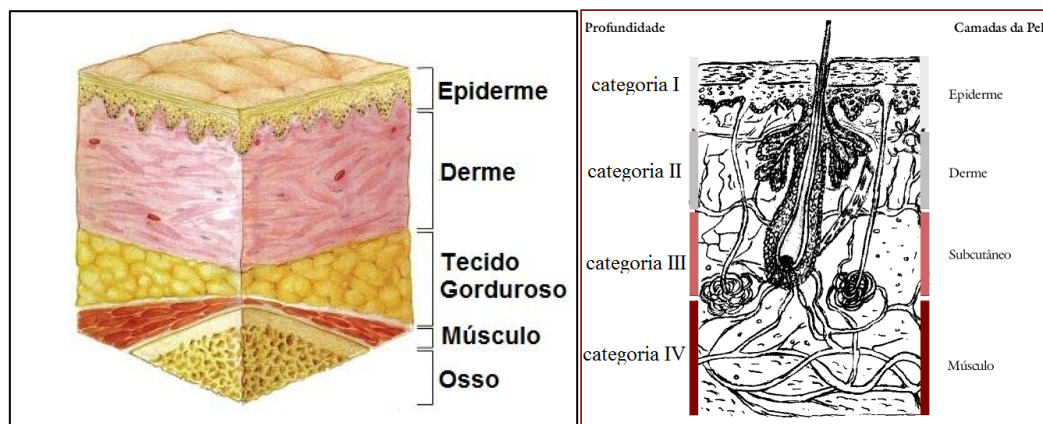


Figura 2.3 - Camadas de tecidos do corpo humano

Para esclarecimento relativamente à classificação de úlceras de pressão, a NPUAP e a EPUAP chegaram a consenso de que as úlceras de pressão deixariam de ser classificadas segundo um grau ou estágio, mas sim através de uma categoria. Esta problemática surgiu pela ideia errônea muitas vezes formada em relação à evolução das úlceras de pressão, pois, uma úlcera de pressão nunca pode ver a sua categoria alterada, isto é, uma úlcera de pressão de categoria IV ao evoluir favoravelmente não é reclassificada de úlcera de pressão de categoria III, II ou I, esta será sempre uma úlcera de pressão de categoria IV em evolução para a cicatrização [1].

2.1.2.1 Úlcera de Pressão de Categoria I

Constituída por pele intacta com eritema¹ não branqueável de uma área localizada, normalmente sobre uma proeminência óssea. A descoloração da pele, calor, edema, tumefacção ou dor, podem também estar presentes (Figura 2.4). Em pele escura pigmentada pode não ser visível o branqueamento (EPUAP) [1].

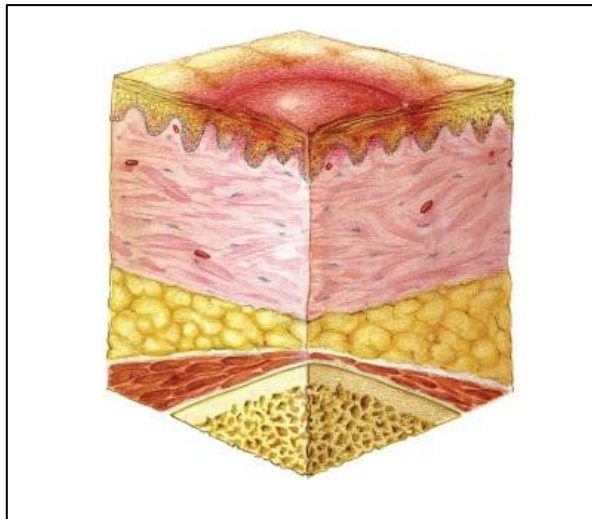


Figura 2.4 - Úlcera de Pressão de Categoria I

A área pode ser dolorosa, firme, suave, mais quente ou mais fria, comparativamente com o tecido adjacente. A categoria I pode ser difícil de identificar em indivíduos com tons de pele escuros. Pode ser indicativo de pessoas “em risco” [1].

¹ Mancha vermelha à superfície do corpo

2.1.2.2 Úlcera de Pressão de Categoria II

Perda parcial da espessura da derme, que se apresenta como uma ferida superficial (rasa) com leito vermelho – rosa sem esfacelo. Pode também apresentar-se como flictena fechada ou aberta, preenchida por líquido seroso ou sero-hemático (Figura 2.5). Apresenta-se como uma úlcera brilhante ou seca, sem crosta ou equimose². Esta categoria não deve ser confundida com fissuras da pele, queimaduras por abrasão, dermatite associada a incontinência, maceração ou escoriações [1].

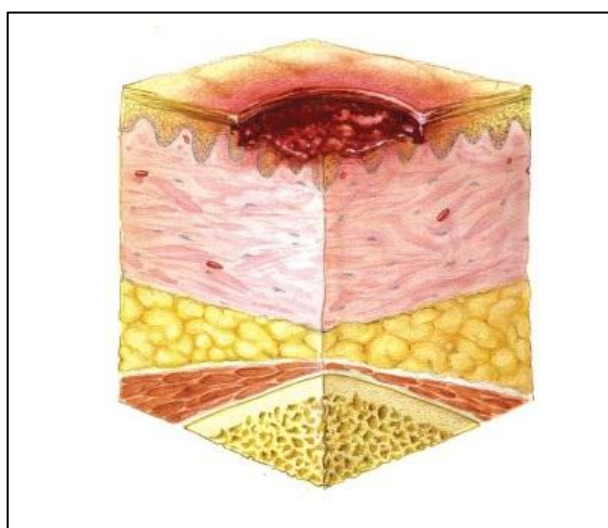


Figura 2.5 - Úlcera de Pressão de Categoria II

² Indicador de lesão profunda

2.1.2.3 Úlcera de Pressão de Categoria III

Apresenta perda total da espessura tecidual. Pode ser visível o tecido adiposo subcutâneo, mas não estão expostos os ossos, tendões ou músculos. Pode estar presente um tecido desvitalizado (fibrina húmida) e existir lesão cavitária e encapsulamento (Figura 2.6) [1].

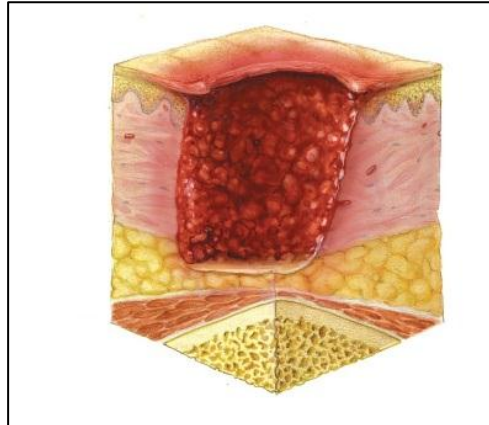


Figura 2.6 - Úlcera de Pressão de Categoria III

A profundidade de uma úlcera de pressão de grau III varia com a localização anatômica. A asa do nariz, orelhas, região occipital e maléolos não têm tecido subcutâneo (adiposo) e estas úlceras podem ser rasas (superficiais). Em contrapartida, zonas com adiposidade significativa pode desenvolver úlceras de pressão de grau III extremamente profundas. Neste tipo de úlceras o osso ou tendão não são visíveis ou directamente palpáveis [1].

2.1.2.4 Úlcera de Pressão de Categoria IV

Apresenta perda total da espessura dos tecidos com exposição dos tendões e músculos. Pode estar presente tecido desvitalizado (fibrina húmida) e ou necrótico. Frequentemente são cavitários e fistulados (Figura 2.7) [1].

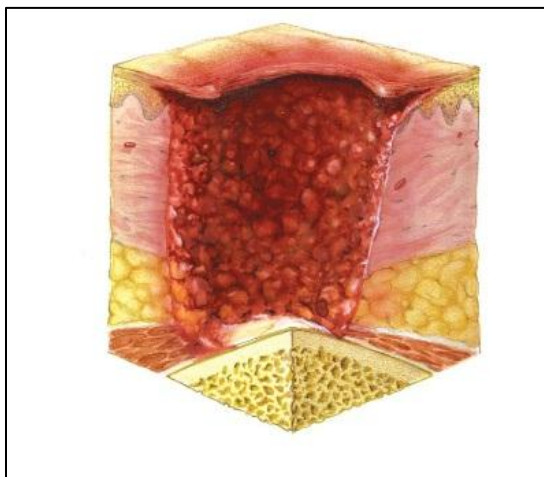


Figura 2.7 - Úlcera de Pressão de Categoria IV

A profundidade de uma úlcera de pressão de grau IV também varia com a localização anatômica. Uma úlcera de grau IV pode atingir as estruturas de suporte (fascia muscular, tendão ou cápsula articular) tornando a osteomielite³ e a osteíte⁴ prováveis de acontecer. Existe osso ou músculo exposto visível ou directamente palpável (neste tipo de úlcera) [1].

³ Inflamação da medula óssea

⁴ Inflamação do tecido ósseo

2.1.3 Localização das Úlceras de Pressão

A úlcera por pressão pode originar-se em todas as posições que sejam mantidas prolongadamente um paciente. Essas áreas incluem as regiões sacrais, coccigeanas, tuberosidades isquiáticas, trocânter maior, calcâneo, maléolos, côndilo medial da tibia, cabeça da fibula, escápula, cotovelo, processos acromiais e cristas ilíacas. A maioria das úlceras de pressão ocorrem na metade inferior do corpo e dois terços ocorrem na cintura pélvica. Qualquer outra zona do corpo que esteja sujeita a uma pressão não aliviada com regularidade, é passível de desenvolver uma úlcera de pressão (cabeça, orelhas, braços, pernas, etc.) [3].

A localização das úlceras de pressão vai variando conforme o posicionamento do paciente no leito. Estas áreas de risco são vistas nas posições seguintes.

Posição de Decúbito Dorsal

1. Região occipital
2. Omoplatas
3. Cotovelos
4. Região
sacroccígea
5. Calcâneos

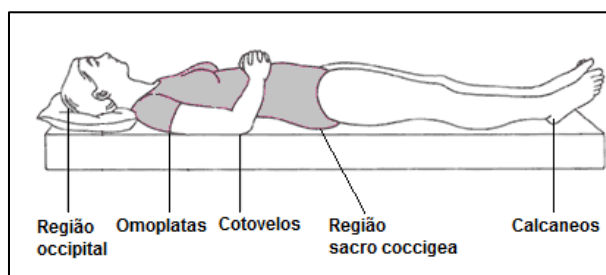


Figura 2.8 - Posição em decúbito dorsal

Posição de Decúbito Lateral

1. Face
2. Ombro
3. Crista ilíaca
4. Trocânter
5. Face externa do joelho
6. Maléolo externo

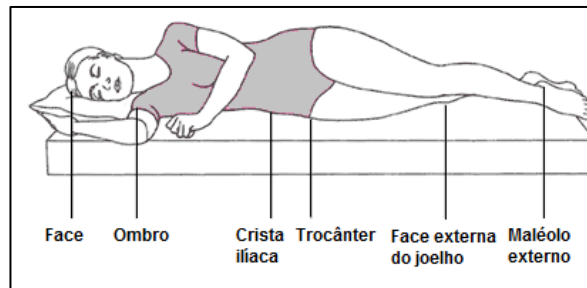


Figura 2.9 - Posição em decúbito lateral

Posição de Fowler

7. Região sacrococcígea
8. Calcâneos

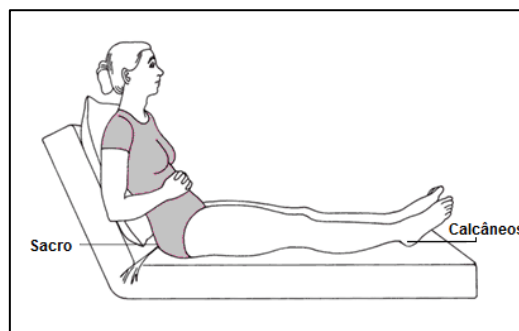


Figura 2.10 - Posição de Fowler

Posição Sentada

9. Omoplata
10. Tuberosidade isquial
11. Região sacrococcígea
12. Face interior do joelho
13. Pé

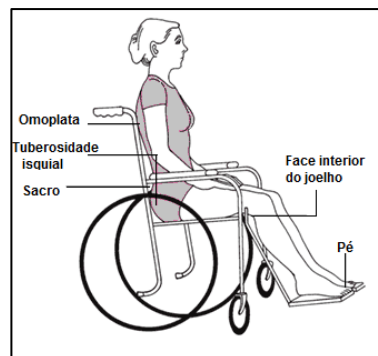


Figura 2.11 - Posição sentada

2.1.4 Factores que Contribuem para o Aparecimento de Úlceras de Pressão

Diversos factores intrínsecos e extrínsecos favorecem o aparecimento de úlceras de pressão. Relativamente aos factores extrínsecos e associado à grande dependência dos doentes de cuidados médicos e de enfermagem temos a pressão que é indicada como o grande factor predisponente para a úlcera de pressão, já que níveis de pressão superiores à perfusão tecidual⁵ (32 mmHg) e determinadas zonas em que é exercida essa pressão promovem o desenvolvimento das úlceras de pressão, bem como a própria intolerância do corpo a longos períodos no mesmo posicionamento. As forças de tracção e fricção provocam a “Angulação e trombose dos vasos na transição dermo-epidérmica” e os posicionamentos sem elevação mas por “arrastamento” levam a maceração e alterações da pele. Outro aspecto a ter em conta é a humidade e maceração excessiva da pele pois causas como “sudorese, secreções respiratórias, vômito e exsudação de úlcera” provocam alterações na epiderme que levam a um aumento da susceptibilidade à lesão [4].

Ainda de referir que existem factores intrínsecos como imobilidade, alterações da sensibilidade, incontinência urinária e/ou fecal, alterações do estado de consciência, má perfusão tecidual e estado nutricional que são relevantes para o aparecimento de uma úlcera de pressão [4].

Doentes com imobilidade resultante de várias patologias como lesões medulares, encefálicas e pós-operatório de certas cirurgias fazem com que a alternância de posicionamentos seja praticamente impossível. Por outro lado, algumas das lesões podem ser provocadas por alteração da sensibilidade e consciência por lesão neurológica.

Como foi referido nos factores extrínsecos, o excesso de humidade promove a maceração e lesão cutânea e esta associa-se, por vezes, a um factor intrínseco de incontinência urinária e/ou fecal.

Quando foi supramencionado o processo de desenvolvimento de uma úlcera de pressão, foi referida a destruição de capilares por excesso de pressão sobre estes, o que fazia com que a zona atingida não tivesse uma correcta perfusão e consequente oxigenação tecidual. No entanto,

⁵ Sistema Cardiovascular, levar e trazer os elementos necessários ao funcionamento das células

consequente a algumas patologias poderá existir um défice na oxigenação tecidular sem que haja a presença de um excesso de pressão.

Por fim, “a má nutrição é considerada um dos factores secundários relatados para o desenvolvimento da úlcera por pressão, porque contribui para diminuir a tolerância do tecido à pressão. São recomendadas dietas calóricas, ricas em proteínas, para promover um balanço positivo de nitrogénio e suprir as necessidades metabólicas e nutricionais cruciais para a prevenção das lesões.

2.2 Superfícies de Suporte

As superfícies de suporte são um elemento essencial na prevenção das úlceras de pressão visto que nem sempre é possível remover os factores intrínsecos e uma correcta escolha da superfície de apoio pode reduzir ou eliminar os factores extrínsecos (pressão, corte e fricção).

2.2.1 Classificação das Superfícies de Suporte

As superfícies de suporte podem ter 2 funções, redistribuir a pressão pelo corpo reduzindo a pressão nas zonas de maior pressão (redistribuidores de pressão) ou aliviadores de pressão que consiste em aliviar completamente a pressão de uma determinada área do corpo por determinado período de tempo.

De modo a ser possível ter-se superfícies que conseguissem produzir tais funções foram criados dois dispositivos. Foram criados os dispositivos estáticos, que consistem em redistribuir a pressão pela maior área possível e evitar pontos de elevadas pressões, e os dispositivos dinâmicos, que com a utilização de uma fonte de energia externa alternam periodicamente os pontos de apoio evitando assim a pressão elevada em um determinado ponto durante um grande período de tempo. Dentro destes dois grupos as superfícies de suporte podem ter diferentes materiais (ar, água, espuma, gel), e ser constituídas por uma (unicelular) ou mais células (policelular). As superfícies podem ser lisas ou com relevo, pode ser um colchão/almofada ou ser simplesmente um revestimento.

2.2.2 Superfícies de Suporte Estáticas

2.2.2.1 Colchão de Ar

De modo que a área de contacto seja aumentada diminuindo assim as áreas de pressões elevadas, a grande maioria dos colchões estáticos a ar são construídos em vinil flexível de classe médica e antimicrobiano. São unicelulares, com ligações pneumáticas francas por todo o colchão que garante uma pressão do ar única. A humidade e a acumulação de calor são reduzidas (Figura 2.12) [5].



Figura 2.12 - Colchão de ar normal em vinil flexível

No caso do colchão representado na Figura 2.13, é construído em neoprene, este é formado por várias células interligadas e que são independentes umas das outras apesar de a sua alimentação ser a mesma o que faz com que a sua pressão seja a mesma nas várias células. As forças de fricção e de corte são reduzidas, o que permite que o paciente esteja confortavelmente deitado por longos períodos de tempo sem que o fluxo sanguíneo esteja comprometido e por consequência evitando o aparecimento de úlceras de pressão [6].

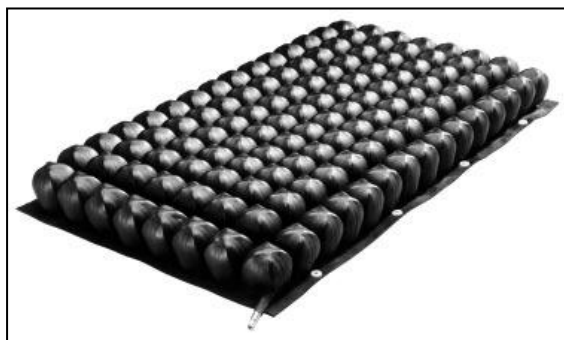


Figura 2.13 - colchão constituído por células independentes em neoprene

2.2.2.2 Colchão de Água ou Gel

Este tipo de colchões são basicamente iguais aos colchões referidos anteriormente, constituídos em vinil flexível e é um colchão unicelular, o que varia e o fluido utilizado que no caso de o fluido ser gel ou água torna o colchão mais confortável visto que o fluido mantém a superfície arrefecida (Figura 2.14). Para além disso, a alta massa volumétrica da água ou gel, leva a que o seu comportamento na distribuição das pressões de contacto seja diferente dos colchoes de ar [5].



Figura 2.14 - Colchão de água ou gel em vinil flexível

2.2.2.3 Colchão de Espuma

Estes colchões são maioritariamente construídos por espuma recortada, formando células que se deformam de forma independente e possibilitam uma distribuição uniforme das pressões exercidas no corpo do paciente, dando-lhe um elevado conforto e evitando o aparecimento de úlceras de pressão (Figura 2.15 e Figura 2.16). Como suporte, a base do colchão é constituída por uma camada de espuma firme [7].



Figura 2.15 - Colchão de espuma

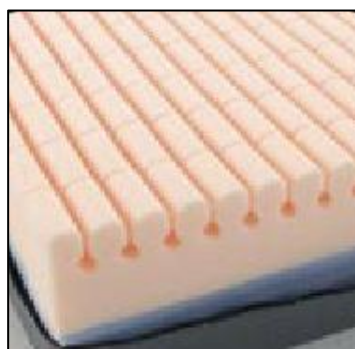


Figura 2.16 - Geometria da superfície superior do colchão

2.2.3 Superfícies de Suporte Dinâmicas

2.2.3.1 Colchão de Pressão Alternada

Este tipo de colchão é policelular, permite que as pequenas células se encham e esvaziem de ar de forma alternada, com o auxílio de um compressor, como se pode ver na Figura 2.17 e Figura 2.18. Esta alternância de pressão por zonas facilita o fluxo sanguíneo tendo como desvantagem facto de se poder estar a aumentar a pressão e a fricção numa zona onde já exista uma úlcera de pressão [8].

As diversas células estão divididas em apenas dois conjuntos interligados entre si, o que equivale a duas câmaras sujeitas a pressão alternada.



Figura 2.17 - Colchão de pressão alternada

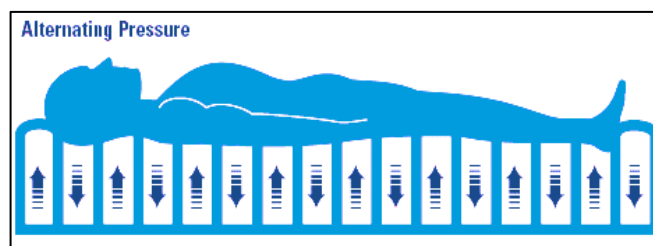


Figura 2.18 - esquema do seu funcionamento do colchao

Este tipo de colchão é aconselhável como prevenção, para pacientes vulneráveis as úlceras de pressão ou com úlceras de pressão de grau 1 ou 2.

2.2.3.2 Colchão de Baixa Perda de Ar

O funcionamento deste tipo de colchão consiste na insuflação constante de ar a baixa pressão que se adapta à posição e ao peso do paciente como se pode ver na Figura 2.20. A baixa perda de ar permite a redução da pressão entre o colchão e o corpo do paciente, sendo conseguida a partir de pequenos furos que são feitos a laser na superfície do colchão, deste modo, é criada numa sensação de flutuação ao paciente [10].

Devido ao caudal constante de ar, a temperatura e humidade do ar dentro do colchão conseguem ser controladas e com isto a pele do paciente mantém-se seca e fria, ajudando a prevenir humidade excessiva que podem levar à formação de úlceras de pressão.



Figura 2.19 - Colchão de baixa perda de ar

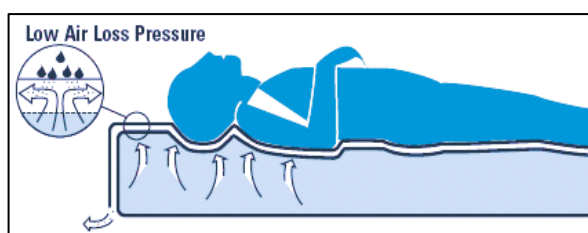


Figura 2.20 - Esquema do seu funcionamento do colchão

Estes colchões são adequados para pacientes com risco elevado de desenvolver úlceras de pressão, ou mesmo para aqueles que possuem úlceras de grau 3 ou 4.

2.2.3.3 Cama com Leito Fluidizado a Ar

A cama com leito fluidizado (Figura 2.21) a ar é uma cama de flutuação é preenchida por microesferas de cerâmica similar à areia. O fluxo suave de ar através das esferas (geralmente aquecido a uma temperatura de 28-35°C), torna o seu comportamento semelhante a um fluido fazendo “flutuar” o paciente (Figura 2.22 - Esquema do seu funcionamento do colchão), proporcionando pressões abaixo do fechamento capilar e eliminando as possíveis forças de corte e/ou fricção, tornando-o ideal para úlceras de 3º e 4º grau. O fluxo de ar e um controle eficaz da temperatura proporciona um conforto e reduz a dor.



Figura 2.21 - Cama fluidizada a ar

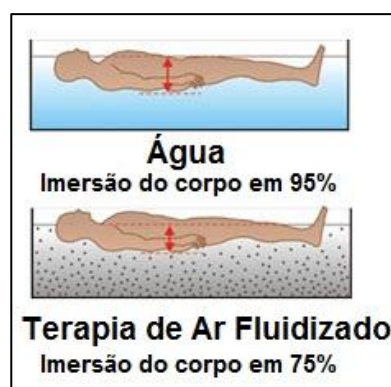


Figura 2.22 - Esquema do seu funcionamento do colchão

A fim de evitar a contaminação bacteriana, a cama deve ser pressurizada em todos os momentos e o lençol devem ser desinfetados após o uso por cada paciente ou pelo menos uma vez por semana, com uso a longo prazo por um único paciente. Por outro lado, o alto grau de permeabilidade ao vapor do sistema é muito eficaz na gestão de fluidos corporais. Em casos de queimaduras graves, as camas de ar-fluidizado têm sido conhecidas por causar desidratação.

São camas extremamente pesadas, com aproximadamente uma tonelada, o que impossibilita a sua utilização em pisos que não possam suportar o seu peso. Os seus custos são extremamente elevados.

2.3 Ar Comprimido

A utilização do ar comprimido permite resolver variados e complexos problemas de automação que, devido ao seu baixo custo e facilidade de manipulação, transformam esta opção em algo extremamente aliciante para muitas indústrias. Naturalmente que as propriedades do ar comprimido não se limitam à sua facilidade de manipulação e ao seu baixo custo como se pode constatar na Tabela 2.1 [12].

Tabela 2.1 - Propriedades do ar comprimido [12]

Custos	O seu baixo custo, pois o ar encontra-se presente na atmosfera, e depois da sua utilização é libertado sem ser alterado.
Transporte	O seu fácil transporte através de tubagens nas diversas instalações, mesmo a distâncias consideráveis.
Armazenamento	Facilidade de armazenamento em diversos depósitos móveis ou fixos sob pressão, mobilidade.
Variações de temperatura	Insensibilidade às oscilações de temperatura ambiente.
Segurança	O ar não apresenta risco, nem perigos de explosão, incêndio ou derrame perigosos.
Limpeza	O ar é um elemento limpo sem qualquer acção poluente, em caso de fuga.
Economia	Elementos de trabalho de construção simples e económica.

Para se poder utilizar o ar como uma fonte de energia é necessário comprimi-lo, quer isto dizer, que deve-se-lhe fornecer trabalho para aumentar a sua energia interna. Para isto, é necessária a utilização de um compressor que aspira o ar atmosférico e comprime-o até a pressão desejada, posteriormente esse ar comprimido é armazenado para de seguida se poder transformar essa energia interna em energia mecânica [12].

2.3.1 Compressores

Os compressores são elementos mecânicos essenciais quando se trata de ar comprimido pois são eles que através de uma força externa comprimem o ar atmosférico aumentando assim a sua energia interna [12].

Os compressores numa primeira fase podem ser distinguidos por dinâmicos ou volumétricos sendo o princípio de compressão a diferença entre eles.

2.3.1.1 Compressão Dinâmica

A compressão dinâmica resulta na transformação da energia cinética em pressão. O ar absorvido da atmosfera é acelerado à entrada das pás da roda impulsora, onde a secção é menor, sendo depois desacelerado à saída devido ao aumento gradual da secção depois da roda impulsora e com isto um aumento da pressão [12].

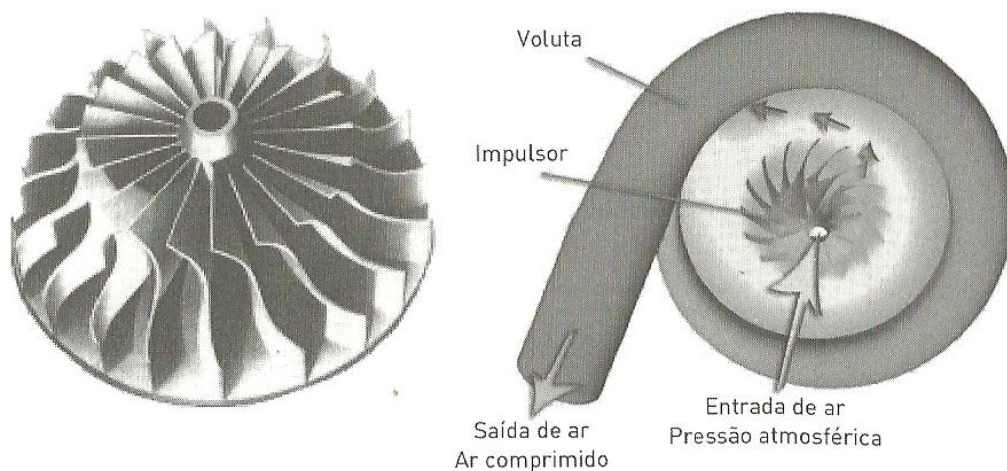


Figura 2.23 - Roda impulsora e modo de funcionamento de um compressor dinâmico

Os compressores dinâmicos podem ser centrífugos ou axiais, sendo que trabalham com velocidades normalmente mais rápidas que os compressores volumétricos.

2.3.1.2 Compressão Volumétrica

Os compressores volumétricos conseguem um aumento da pressão do ar através da diminuição do volume do ar contido na câmara ou cilindro de compressão. Essa diminuição pode ser feita através de uma força mecânica que faz com que um pistão ou diafragma se movam para que o volume seja cada vez menor até que se atinja a pressão pretendida, este tipo de compressores são classificados como alternativos. Quando a pressão é atingida o ar comprimido abandona a câmara através de uma válvula de descarga [12].

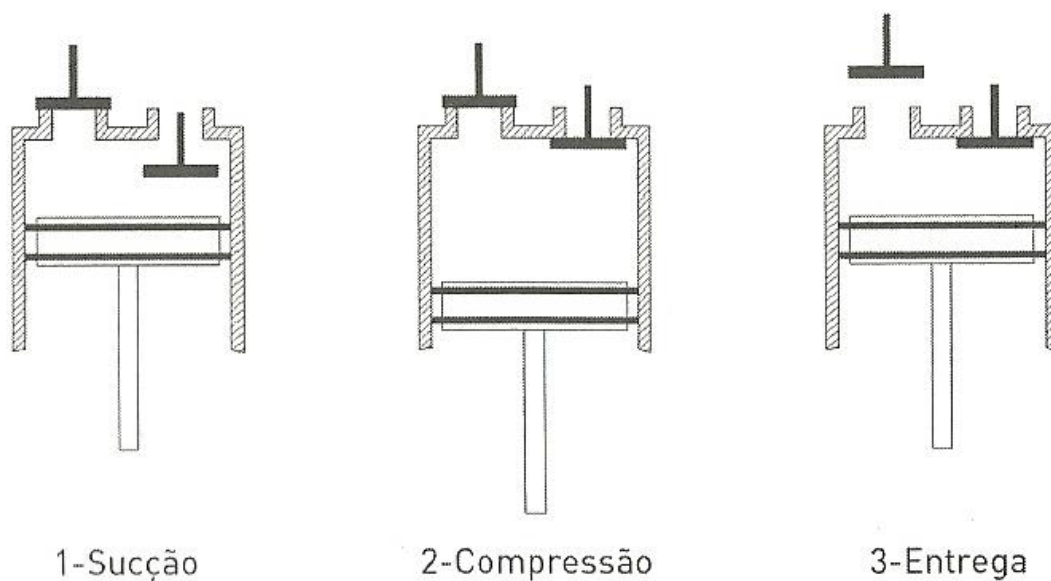


Figura 2.24 - Ciclo de trabalho de compressão volumétrica[12]

No entanto existem outros tipos de compressores volumétricos que são classificados como rotativos que consistem num rotor que conforme roda “empurra” o ar para secções cada vez mais pequenas para que a pressão do ar aumente.

2.3.2 Válvulas

As “válvulas” são elementos emissores de sinais e de comando que têm a capacidade de influenciar o processo de trabalho. Têm como principal função comandar a grandeza de uma variável pneumática (válvulas reguladoras) ou alterar a topologia do circuito (válvulas direccionais).

2.3.2.1 Válvulas direccionais

As válvulas direccionais têm como principal função a possibilidade de modificar o sentido de circulação do fluido no circuito.

Um exemplo prático é o que acontece com os actuadores lineares (cilindros) de duplo efeito onde a válvula direccional e que permite controlar o avanço ou recuo mudando a topologia do circuito como se pode verificar na imagem seguinte [12].

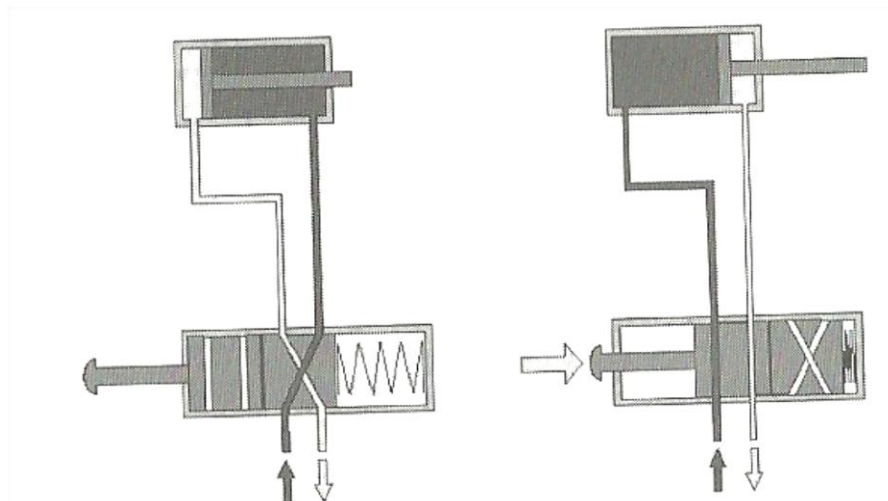


Figura 2.25 - Alteração da topologia de um circuito

As válvulas direccionais podem ter 2 ou 3 posições e podem ser actuadas de diversas formas, podem ter accionamento por força muscular, accionamento mecânico, eléctrico, pneumático ou uma combinação entre eles.

2.3.3 Válvulas de pressão

As válvulas de pressão tem como função reagir a uma determinada pressão, ou então, regular a pressão. Deste modo existem 3 diferentes válvulas de pressão, válvulas reguladoras de pressão que regulam a pressão de saída, válvulas limitadoras de pressão que limitam a pressão em um determinado circuito, e as válvulas de sequência em que quando é atingido um determinado valor de pressão, esta abre ou fecha outro circuito até que a pressão volte a baixar ao valor pretendido [12].

2.3.3.1 Válvula reguladora de pressão

As válvulas reguladoras de pressão têm como objectivo baixar a pressão primária para uma pressão secundária. Com esta baixa de pressão consegue-se não só trabalhar a diferentes pressões num determinado sistema como também se consegue manter uma pressão constante de trabalho, mesmo quando a pressão primária é oscilante, podendo-se garantir que a pressão ajustada no manómetro seja transmitida sem variações [12].



Figura 2.26 - Válvula reguladora de pressão

Uma das faces da membrana é submetida à pressão de trabalho, e a outra, é pressionada por uma mola cuja pressão é regulável através de um parafuso. Com o aumento da pressão de trabalho, a membrana movimenta-se vencendo a força da mola e por isso, a secção nominal de passagem na sede da válvula diminui até ao seu fecho completo.

2.3.3.2 Válvula limitadora de pressão

As válvulas limitadoras de pressão são utilizadas, sobretudo, como válvulas de segurança, Figura 2.27. De facto, têm como principal função impedir o aumento da pressão no sistema acima de um máximo previamente fixado. São válvulas de descarga [12].

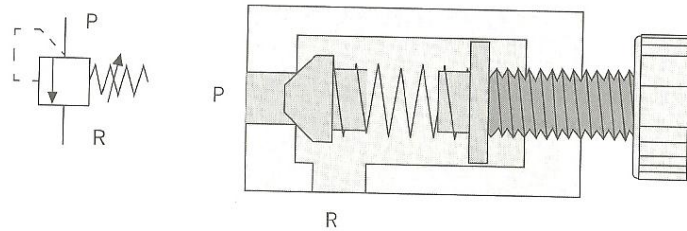


Figura 2.27 - Válvula limitadora de pressão

Alcançando-se à entrada da válvula o valor da pressão P para que foi regulada, abre-se a saída para que o ar possa escapar para a atmosfera, R. A válvula permanecerá aberta até que a mola, depois da pressão voltar a atingir valores abaixo dos fixados, volte a fechá-la.

3. PROTOTIPO DE ALMOFADA DE MATRIZ DE CELULAS DE AR COMPRIMIDO

O objectivo do projecto “Sense4me”, como foi referido anteriormente, é a monitorização e controlo de desconforto em deficientes físicos motores, acamados e pacientes cirúrgicos. Qualquer zona do corpo que esteja sujeita a uma pressão não aliviada durante um determinado período de tempo é passível de desenvolver úlceras de pressão, sendo estas de grande impacto tanto na vida do paciente como nos custos com o seu tratamento.

Após terem sido efectuados vários ensaios no protótipo da almofada com matriz de Jactos de água [23] desenvolvida em trabalhos anteriores decidiu-se abordar uma nova possibilidade que consiste na elaboração de um protótipo com células de ar comprimido.

3.1 Descrição Conceptual do Protótipo da Almofada com Matriz de Células de Ar Comprimido

O desenvolvimento de um protótipo de uma almofada activa que consiga interagir com o paciente é o principal objectivo deste estudo. Para caracterizar o desconforto do paciente acamado será efectuada uma leitura de pressões de contacto através de uma manta de sensores, e outra leitura através das pressões do ar no interior de cada célula, que serão dadas através de leitores de pressão colocados a entrada de cada célula. De seguida, consoante os valores obtidos, será feito o accionamento automático das células pneumáticas que irá reproduzir os mesmos resultados que um utilizador saudável consegue com mudanças de postura. O sistema será projectado para permitir a inversão da tendência de evolução dos valores de pressão, antes de os limites críticos serem atingidos, actuando automaticamente no local onde as condições de risco são identificadas pela manta de sensores, evitando o aparecimento de ulceras de pressão.

3.1.1 Base do Protótipo

No projecto deste protótipo utilizaram-se recursos do protótipo de jactos de água, na sua constituição, que é a base do protótipo (placa de alimentação (Figura 3.1)), obtendo assim a mesma área de contacto para ensaios experimentais.

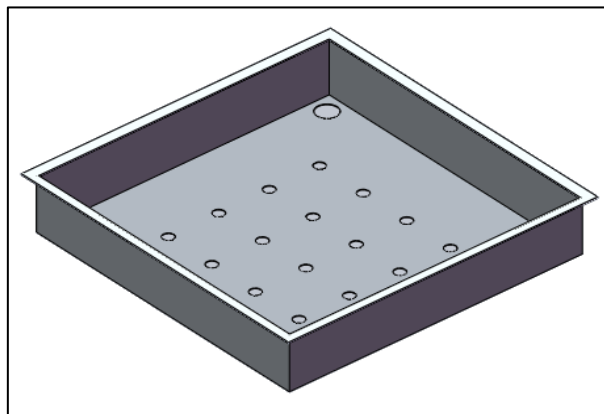


Figura 3.1 - Base do protótipo de células de ar comprimido

Na base do protótipo existem 16 orifícios com diâmetro de 26 mm que permitirão a incorporação de 16 células pneumáticas independentes, de modo que as suas pressões internas possam ser controladas individualmente. Pretende-se que todo o protótipo seja desmontável, e a montagem destas células seja feita de forma que exista a possibilidade da sua desmontagem em caso de anomalia [23].

3.1.2 Células de Ar Comprimido

As células de ar comprimido foram dimensionadas de modo a que possam ser montadas na base do protótipo sem que ocorram interferências entre elas. A almofada pneumática com as dimensões de 500 mm x 500 mm será constituída por 16 células de ar comprimido independentes permitindo que sejam aplicadas diferentes pressões em cada uma delas [23].

A modulação de pressão em áreas distintas na superfície do protótipo é o principal objectivo deste trabalho, uma vez que se pretende diminuir o excesso de pressão existente em pacientes

acamados. Cada uma das células pneumáticas poderá ser insuflada com a pressão que se pretende, controlando esta a partir de válvulas direccionais.

Este tipo de protótipo com células de ar comprimido independentes, possibilita um movimento independente das células o que origina um ambiente de reduzida fricção e forças de corte, levando a que o paciente se sinta confortável por longos períodos de tempo, sem comprometer o fluxo sanguíneo e, conseqüentemente, o desenvolvimento de úlceras de pressão.

Entre as 16 células pneumáticas existem espaços abertos que permitem a passagem de ar, reduzindo a acumulação de calor e humidade que são importantes factores contribuidores para o desenvolvimento de úlceras de pressão.

3.1.2.1 Material da Célula

O material que será utilizado para a construção das células pneumáticas tem o nome comercial de Hypalon e é uma borracha sintética de polietileno clorosulfato. Este tipo de borracha é conhecido por ser utilizado em aplicações que exigem alto desempenho e resistência a produtos químicos, temperaturas extremas e luz ultravioleta [23].

O Hypalon é um dos materiais mais usados para a construção de barcos e caiaques insufláveis, sendo também utilizado em materiais de construção. Pode ser combinado com outros materiais para dar excelentes propriedades mecânicas, como por exemplo, alta resistência à tracção e resistência à abrasão [13].

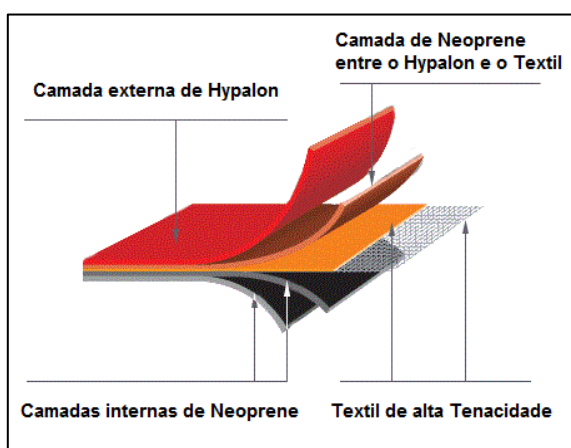


Figura 3.2 – Constituição da membrana de *Hypalon* (tidel)

A membrana que será utilizada na construção das células é constituída por várias camadas como se pode ver na Figura 3.2. A camada exterior utiliza o Hypalon que fornece boa resistência química e resistência a abrasão; a camada intermédia, de têxtil de alta tenacidade, permite elevadas tensões de corte e de tracção (na membrana); e as camadas de neoprene internas permitem uma boa colagem e impermeabilização da membrana.

3.1.2.2 Construção das Células

Na construção das células será necessário cortar vários painéis de Hypalon, conforme a sua geometria, e de seguida proceder à união entre eles formando, uma célula de ar comprimido perfeitamente hermética, de modo a que não ocorram fugas de ar. A flexibilidade do material facilita a construção destas células estanques [23].

A união entre os painéis que constituem a célula pneumática poderá ser feita por dois métodos diferentes que são: a colagem sobreposta e a colagem topo a topo.

Colagem Sobreposta

Neste tipo de colagem os dois painéis são colados sobrepostos um ao outro, como se pode visualizar na figura seguinte. A colagem sobreposta oferece uma melhor rigidez à estrutura da célula, mantendo-a quando esta está sujeita a um aumento de pressão [23].

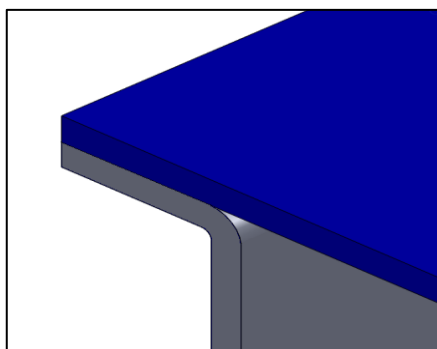


Figura 3.3 – Colagem sobreposta

Colagem Topo a Topo

Na colagem topo a topo os painéis são unidos pelos topos e a sua construção tem um maior grau de dificuldade, em relação à colagem sobreposta (Figura 3.4). Como neste tipo de colagem não existem abas resultantes da colagem, a célula apresentará uma maior deformação quando é submetida a maiores pressões [23].

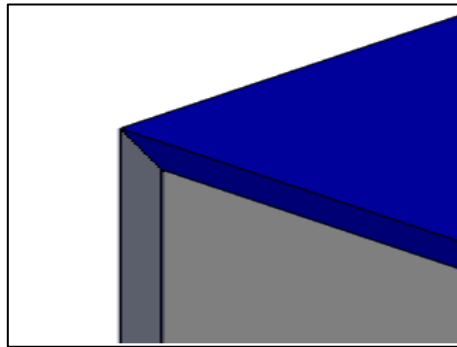


Figura 3.4 – Colagem topo a topo

3.1.2.3 Tipo de Células

Para o dimensionamento do protótipo do colchão pneumático foram desenhados dois tipos de células diferentes, com dimensões que permitem a sua montagem na base do protótipo. Foram consideradas duas geometrias-base distintas, que são as células cúbicas e as cilíndricas. O tipo de colagem utilizado para a construção destas células é a colagem sobreposta que melhora a rigidez da estrutura das células e que é um processo de colagem mais fácil.

Células Cúbicas

Nas imagens seguintes, podem ser visualizadas a imagem gráfica da célula de ar comprimido cúbica, assim como um modelo efectuado em cartolina que exemplifica a construção deste tipo de célula. As dimensões desta célula cúbica são de 125 mm de lado [23].

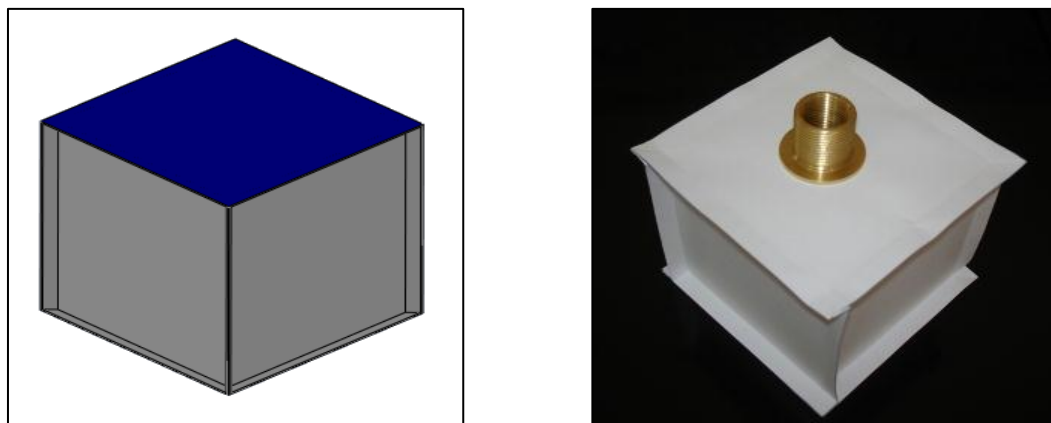


Figura 3.5 – Desenho gráfico e modelo da célula pneumática cúbica (vista inferior)

Células Cilíndricas

A célula pneumática cilíndrica também utiliza a colagem sobreposta, por as razões anteriormente mencionadas, e nas figuras seguintes estão representadas a imagem gráfica desta e o respectivo modelo construído. A altura da célula é de 125 mm com um diâmetro de 125 mm [23].

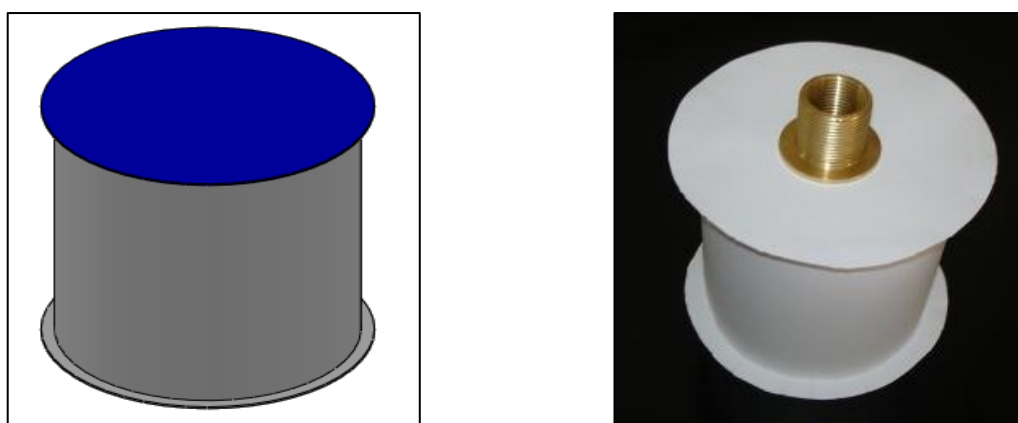


Figura 3.6 - Desenho gráfico e modelo da célula pneumática cilíndrica

3.1.3 Casquilho de Depósito

Na base inferior da célula de ar comprimido existirá um orifício com diâmetro de 26 mm, onde é colado um casquilho de depósito (1" x 3/4"), que permitirá a entrada e saída do ar na célula. Este casquilho para além de ser o ponto de entrada e saída de ar da célula também será utilizado para a fixação da célula de ar comprimido à base do protótipo (placa de alimentação) [23].



Figura 3.7 – Casquilho de depósito simples (a) e com acessórios (b)

O casquilho de depósito é roscado no exterior (1") e no interior (3/4 "). A rosca exterior serve para a aplicação de um batente roscado que fixa a célula de ar comprimido a base do colchão, enquanto a rosca interna permite a utilização de um casquilho duplo redutor (3/4" x 1/2") que reduz o diâmetro para a aplicação de um racor pneumático (1/2") (Figura 3.7).

3.1.3.1 Modificação do Casquilho de Depósito

Com o enchimento da célula de ar comprimido previu-se a deformação nas paredes da célula, em que esta tem tendência para uma geometria esférica.

Com o objectivo de reduzir o arredondamento da base inferior da célula, optou-se por modificar o casquilho de depósito, aumentando o diâmetro da sua base, que inicialmente é de 40 mm. Para isso construíram-se dois discos em latão nas oficinas do departamento de engenharia mecânica, com diâmetros exterior de 60 mm e 80 mm, e foram soldados aos dois casquilhos de depósito adquiridos anteriormente. Os resultados desta modificação são os dois casquilhos de depósito (60 mm e 80 mm) que estão representados na Figura 3.8.



Figura 3.8 - Casquilhos de depósito modificados (60 mm e 80 mm)

3.1.4 Cruz para Aplicação de Sensores

A utilização de uma cruz a seguir ao casquilho duplo redutor será necessária para realizar medições de pressão e posteriormente de temperatura das células de ar comprimido.

A saída superior será utilizada para ligação a célula e a saída inferior serve para utilização de um racor pneumático ligando este a válvula direcciona, através de um tubo flexível. Enquanto as saídas laterais da cruz servem para introdução de sensores de temperatura e pressão, possibilitando a medição destas grandezas no interior da célula pneumática [23].

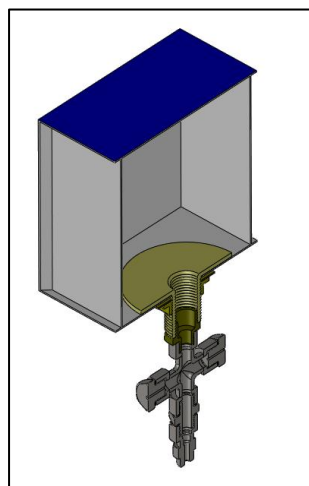
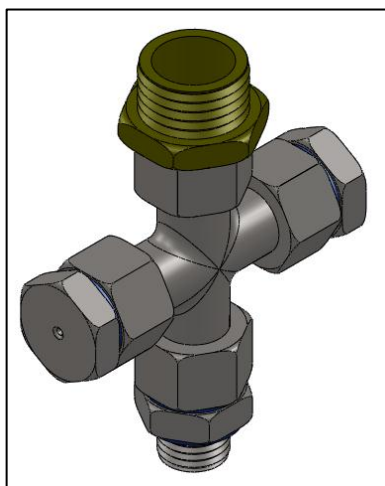


Figura 3.9 – Cruz utilizada para aplicação de sensores de pressão e temperatura (a) e sua aplicação numa célula cúbica (b)

3.1.5 Válvulas direccionais

As válvulas direccionais escolhidas, para o protótipo do colchão por matriz de células de ar comprimido foram as camozzi 368.E11, visto que podem assumir três posições distintas (entrada de ar para o interior da célula pneumática, outra esvaziamento desta e finalmente uma que bloqueia a entrada do ar e mantém a pressão desejada na célula). Estas válvulas possuem cinco orifícios, dois escapes, duas saídas e uma entrada sendo portanto denominada uma electroválvula 3/5 de centro fechado pois a posição central não permite saída nem entrada de ar na célula (Figura 3.10).

As funções dos cinco orifícios da válvula 3/5 são as seguintes:

- Orifício 1 - Ligação de Pressão
- Orifício 2 - Ligação de saída da válvula direccionial não utilizada (bloqueado)
- Orifício 3 - Ligação de Escape
- Orifício 4 - Ligação de entrada/saída à célula de ar comprimido
- Orifício 5 - Ligação de Escape

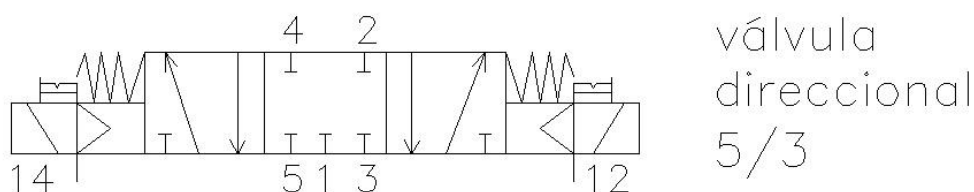


Figura 3.10 - Válvula direccionial 5/3

A válvula direccionial que necessitávamos para o protótipo tinha que ter duas características importantes: uma delas era que só transitasse para as posições laterais (entrada de ar e saída de ar da célula) enquanto se tivesse a fornecer corrente e quando essa corrente parasse a válvula voltava para a posição central (posição que não permite entrada nem saída de ar da célula); a outra característica importante era que o controlo da válvula direccionial teria que ser feito não só com corrente eléctrica mas também com a ajuda de um circuito pneumático paralelo (pressão entre 2,5 e 10 bar) visto que a pressão com que iremos alimentar as células (pressões aproximadamente de 0,1 bar) era muito inferior a pressão que qualquer válvula direccionial necessita para o seu funcionamento (min 2,5 bar). Para que esta ultima característica fosse

aplicada a válvula tinha de ter mais dois orifícios para ajudar ao controlo da válvula esses orifícios são o 12 e o 14 representados na Figura 3.10.

3.1.6 Compressor e Reservatório de Pressão

Para a produção de ar comprimido será necessária a aquisição de um compressor, em que o ar atmosférico é aspirado e comprimido até uma determinada pressão. De seguida, este ar comprimido é armazenado num reservatório de pressão, onde se encontra disponível para a pilotagem das válvulas e para a insuflação das células de ar comprimido da almofada.

O compressor escolhido para este trabalho é um compressor volumétrico alternativo que utiliza o deslocamento de um pistão para a produção de ar comprimido (Figura 3.11). O compressor utiliza um motor eléctrico monofásico (230 V e 50 Hz) com 1,5 kW de potência e uma rotação de 2850 rpm, que produz o deslocamento do pistão no interior do cilindro, comprimindo o ar até uma pressão de 8 bar. O armazenamento de ar comprimido é feito num reservatório com uma capacidade de 24 litros, sendo considerado suficiente para o protótipo de células de ar de ar comprimido.



Figura 3.11 – Compressor e reservatório de ar comprimido

3.1.7 Válvula Reguladora de Pressão

As válvulas reguladoras de pressão, como já foi indicado antes, tem como objectivo baixar a pressão primária para uma pressão secundária mantendo o seu funcionamento constante. Visto neste protótipo estarmos a trabalhar com duas pressões diferentes necessitamos de duas válvulas reguladoras de pressão: uma para regular a pressão que sai do compressor para pilotar as válvulas direccionais (pressão entre 2,5 e 10 bar); e outra para regular a pressão a que vai alimentar as células de ar comprimido (pressões aproximadas de 0,1 bar).

3.1.8 Válvula limitadora de pressão

As válvulas limitadoras de pressão são utilizadas, sobretudo, como válvulas de segurança e tem como principal função, impedir o aumento da pressão no sistema acima de um máximo previamente fixado. Como tal ligado a entrada de cada célula deve-se ter uma válvula limitadora de pressão para com isto evitar que a pressão dentro da célula de ar comprimido atinja valores limite que poderiam danificar a célula.

3.1.9 Conjunto Final

Neste capítulo é apresentado o conjunto final do protótipo da almofada com matriz de células de ar comprimido, onde se pode ver o agrupamento dos componentes anteriormente dimensionado e as ligações pneumáticas existentes entre a almofada pneumática e as válvulas direccionais e entre estas últimas e o reservatório de ar comprimido (Figura 3.12).

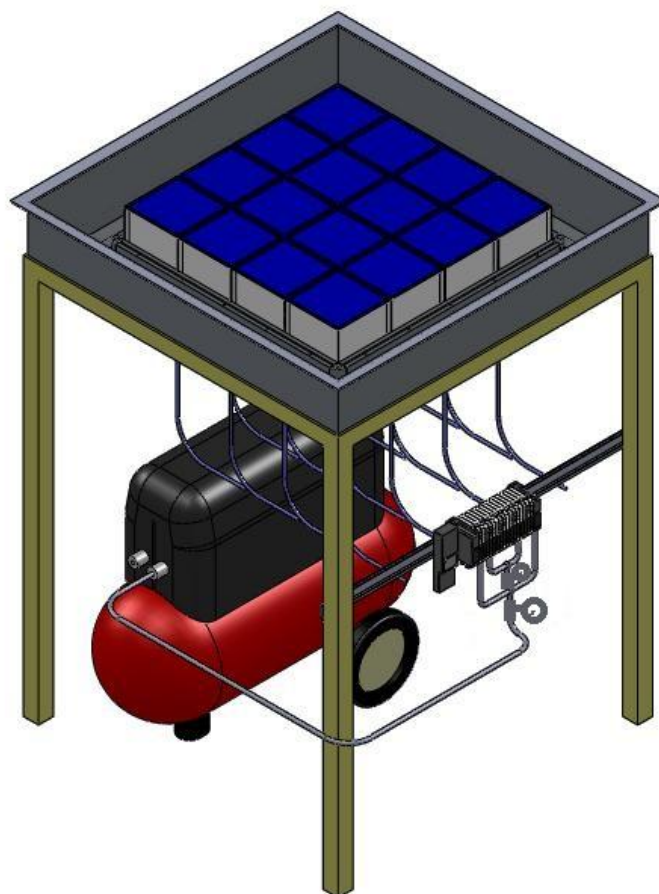


Figura 3.12 – Protótipo do colchão por matriz de células de ar comprimido

De seguida são apresentadas na Figura 3.13, duas configurações do protótipo da almofada pneumática, em que na primeira é utilizada uma matriz de células cilíndricas com uma área de contacto de $0,116 \text{ m}^2$ e numa segunda configuração, uma matriz de células cúbicas com $0,234 \text{ m}^2$ de superfície de contacto.

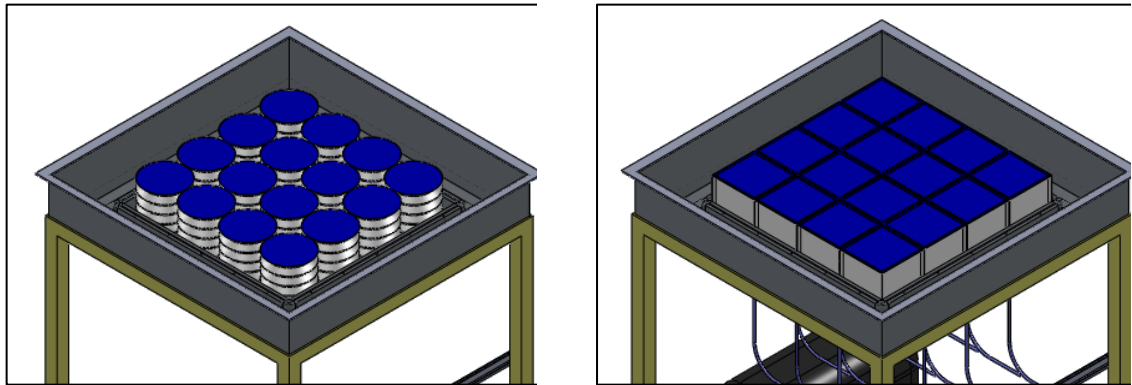


Figura 3.13 – Tipo de células utilizadas no protótipo da almofada pneumática (cilíndricas (a) e cúbicas (b))

A fixação das células de ar comprimido à base do protótipo é feita através do aperto do batente existente no casquilho de depósito (Figura 3.14).

Como é visível na figura seguinte existe um espaço entre as células pneumáticas, que permite a passagem de ar contribuindo para a redução de humidade e temperatura, que poderá existir à superfície da almofada.

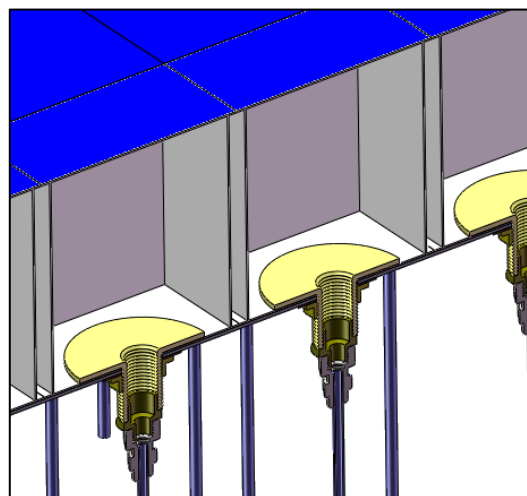


Figura 3.14 – Imagem gráfica em corte da almofada pneumática

Nesta imagem também é possível ver as ligações entre o casquilho de depósito, o casquilho duplo e o racor pneumático que permite a ligação da célula à válvula direcciona.

Com a incorporação de uma matriz de 64 (8 x 8) sensores na superfície superior do colchão (Figura 3.15) pretende-se adquirir valores de pressões na sua superfície. Com estes valores de pressão recolhidos é efectuado um accionamento automático das células de ar comprimido, no local onde as condições de risco são identificadas, produzindo os mesmos resultados que um utilizador saudável consegue com mudanças de postura.



Figura 3.15 – Matriz de sensores de pressão utilizados no protótipo (Luis A.S.B. Martins, 2009)

No âmbito do projecto Sense4Me foi criado uma nova posição relativa e distribuição dos sensores de pressão, temperatura e humidade, como se pode ver na Figura 3.16. Com esta nova configuração de sensores foi dimensionada uma nova almofada pneumática, constituída por 9 células de ar comprimido de diferentes dimensões, que permitem o seu controlo. Esta almofada deverá ser construída após os testes efectuados ao protótipo de 16 células.

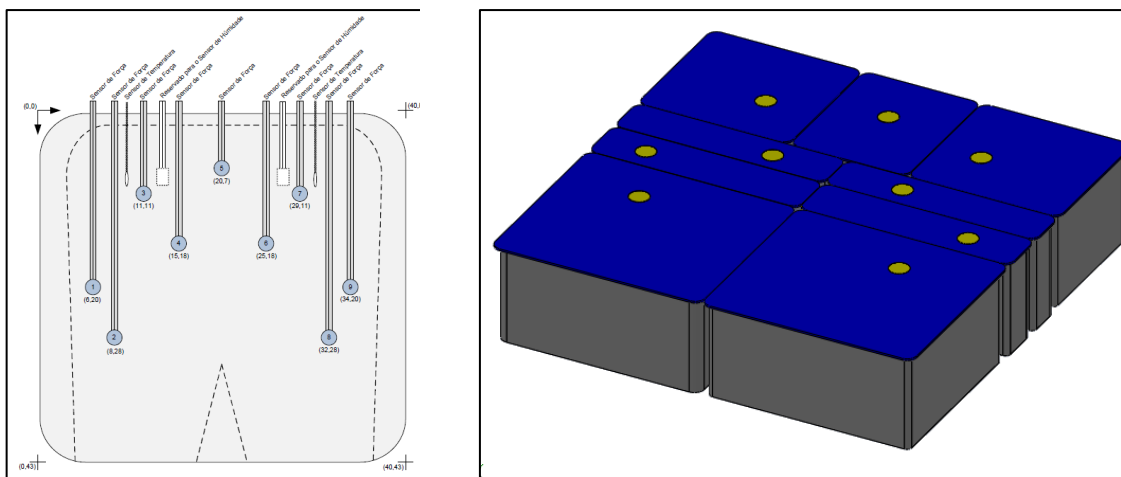


Figura 3.16 - Posição e distribuição dos sensores (a) e nova almofada pneumática dimensionada (b)[23]

3.2 Princípio de Funcionamento do Protótipo por Matriz de Células Pneumáticas

A modulação de pressão na superfície do protótipo é um dos principais objectivos deste trabalho, uma vez que se pretende eliminar excessos de pressão existente no corpo dos pacientes acamados. Cada uma das 16 células pneumáticas poderá ser insuflada independentemente com a pressão pretendida, sendo o controlo do aumento ou não da pressão das células feito através de válvulas direccionais.

O funcionamento do protótipo é definido pelos seguintes sistemas:

1. Sistema de medição - Manta de sensores de pressão de contacto
 - Sensores de pressão do ar nas células
2. Sistema de controlo – válvulas direccionais
3. Sistema de actuação - Células de ar comprimido

A modulação da pressão na membrana superior do protótipo é obtida a partir do controlo das válvulas direccionais, actuando directamente na almofada de células de ar comprimido.

Como foi dito anteriormente, a escolha de uma válvula direccional com 3 posições partiu da necessidade de obter 3 situações diferentes, em que os seus modos de funcionamento são descritos de seguida.

3.2.1 Posição 1- Pressão

Nesta posição a válvula direccional está deslocada para a direita o que faz com que o orifício 1 de entrada de pressão fique em ligação com a célula de ar comprimido, aumentando assim a pressão interna desta (Figura 3.17).

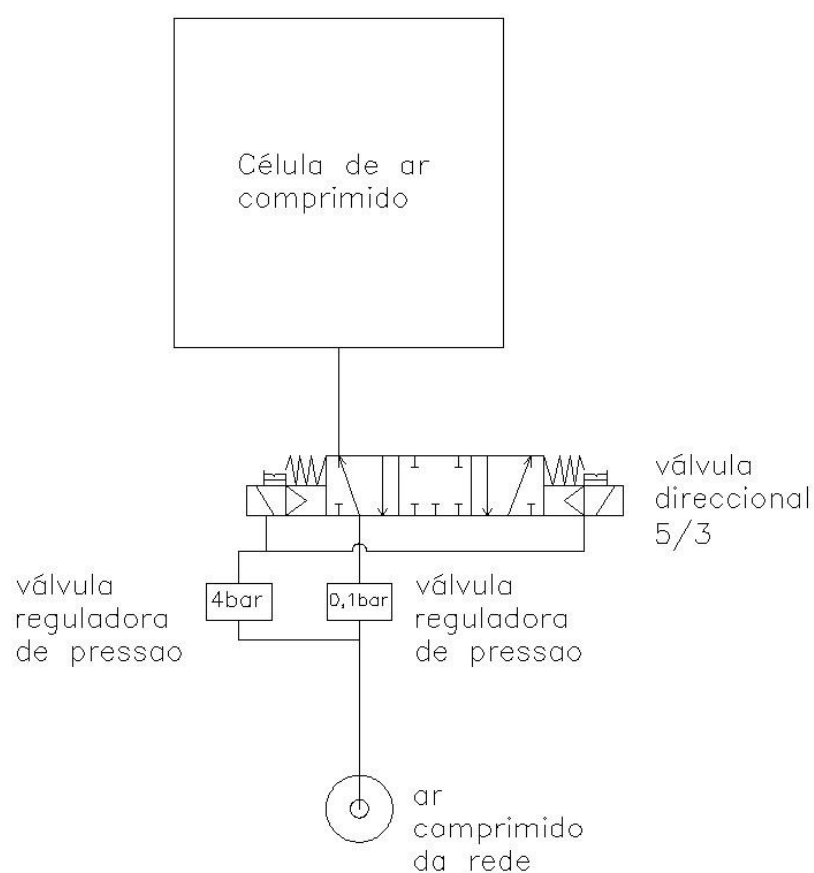


Figura 3.17 – Aumento de pressão na célula pneumática

3.2.2 Posição 2 - Fechado

A posição 2 da válvula direccional 5/3 é a posição central, que como se pode verificar na figura seguinte é uma posição onde todos os orifícios se encontram bloqueados, não permitindo assim a entrada nem saída de ar na célula (Figura 3.18). Deste modo, a célula mantém a sua pressão contante.

Esta é a posição a que a válvula retorna sempre que não é dado qualquer sinal externo devido às molas colocadas nas extremidades desta.

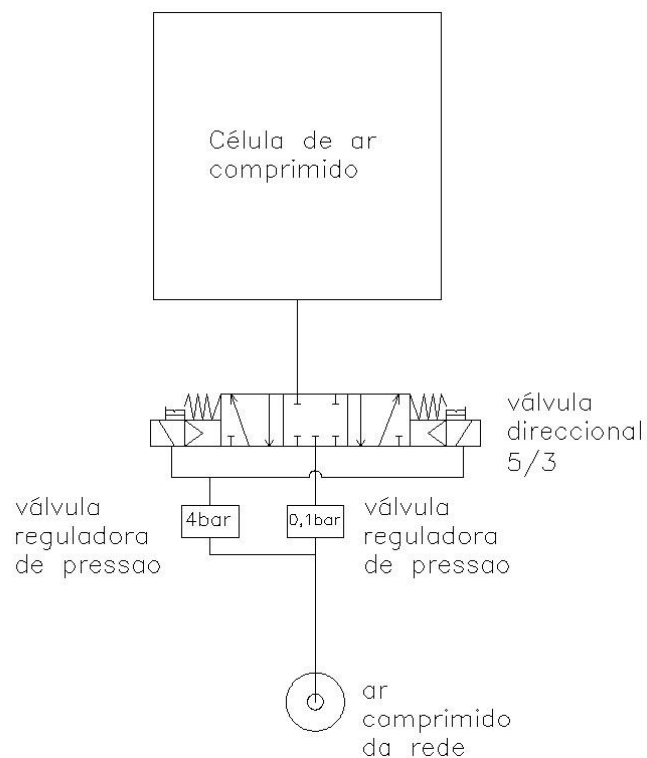


Figura 3.18 – Estabilização de pressão na célula pneumática

3.2.3 Posição 3 - Escape

Quando é necessário diminuir a pressão dentro da célula de ar comprimido, a válvula direccional e deslocada para a esquerda, para que, os orifícios 4 (saída da célula) e 5 (escape) se encontrem ligados permitindo que o ar se desloque da célula para a atmosfera (Figura 3.19).

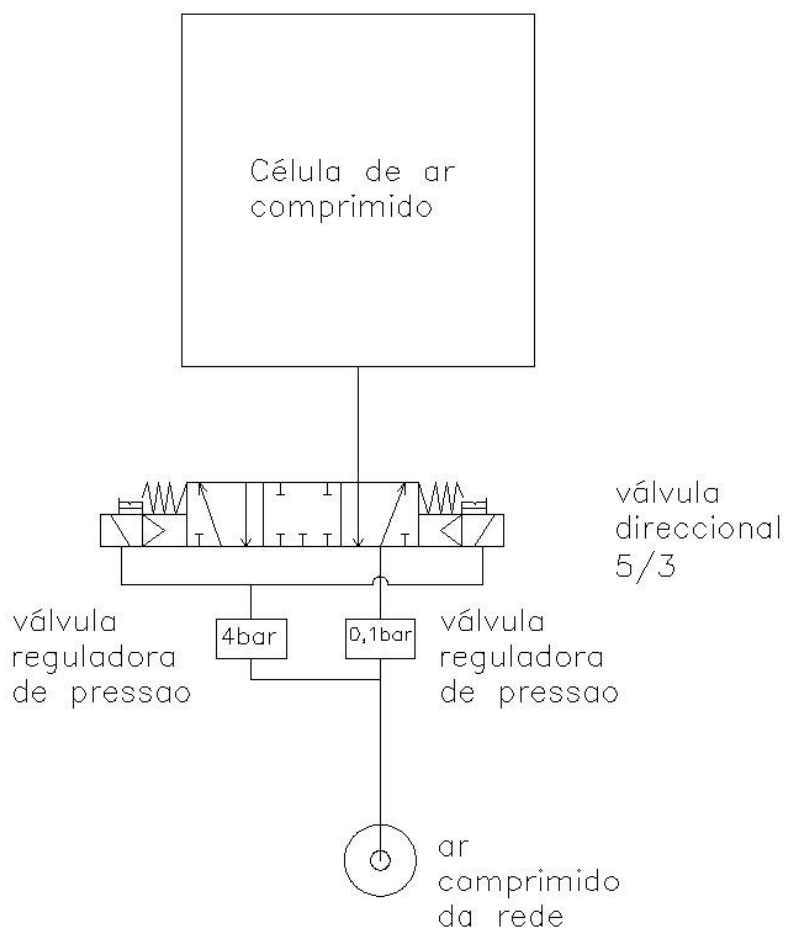


Figura 3.19 – Redução de pressão na célula pneumática

4. ENSAIO

Devido aos custos inerentes a construção do protótipo ficou inviabilizada. Visto que o objectivo era pôr na prática o protótipo decidiu-se fazer uma amostra deste com somente 2 células de ar comprimido para comprovar que a teoria de um colchão com células independentes era possível e de que forma reagia a diferentes situações.

4.1 Material utilizado

Sabendo que o objectivo passou a ser utilização de apenas duas células foi necessário comprar para a amostra:

- 2 Válvulas direccionais camozzi 5/3 modelo 368.E11
- 4 Solenóides
- Uma base para as válvulas
- 12 Racor para fazer a ligação entre as redutoras de pressão e a válvula direccional e também para ligar a válvula direccional a célula de ar comprimido
- 2 Bóias pequenas que serviram de células de ar comprimido

E ainda foram utilizados:

- 1 Autómato CPM1 da omron
- 2 Redutoras de pressão

Material que já havia no departamento de engenharia mecânica.

4.2 Custos

Sendo assim, os custos do material atingiu o valor de 338,53€, deste valor aproximadamente 65% é o valor das válvulas, sendo que do material comprado o segundo mais caro só corresponde a 10% do valor total e que corresponde aos solenóides.

Deve-se ter em atenção também que o material que o departamento continha em um trabalho futuro pode ter que ser adquirido, e os valores das duas redutoras de pressão tem um valor de 200€, e o autómato necessário para o protótipo tem um valor que pode variar entre os 1500 e 2500€.

4.3 Esquema do ensaio

Na Figura 3.20 pode ver-se o esquema utilizado no ensaio feito. Pode verificar-se as ligações dos vários circuitos de pressão, o de alimentação das válvulas e o circuito de enchimento da célula.

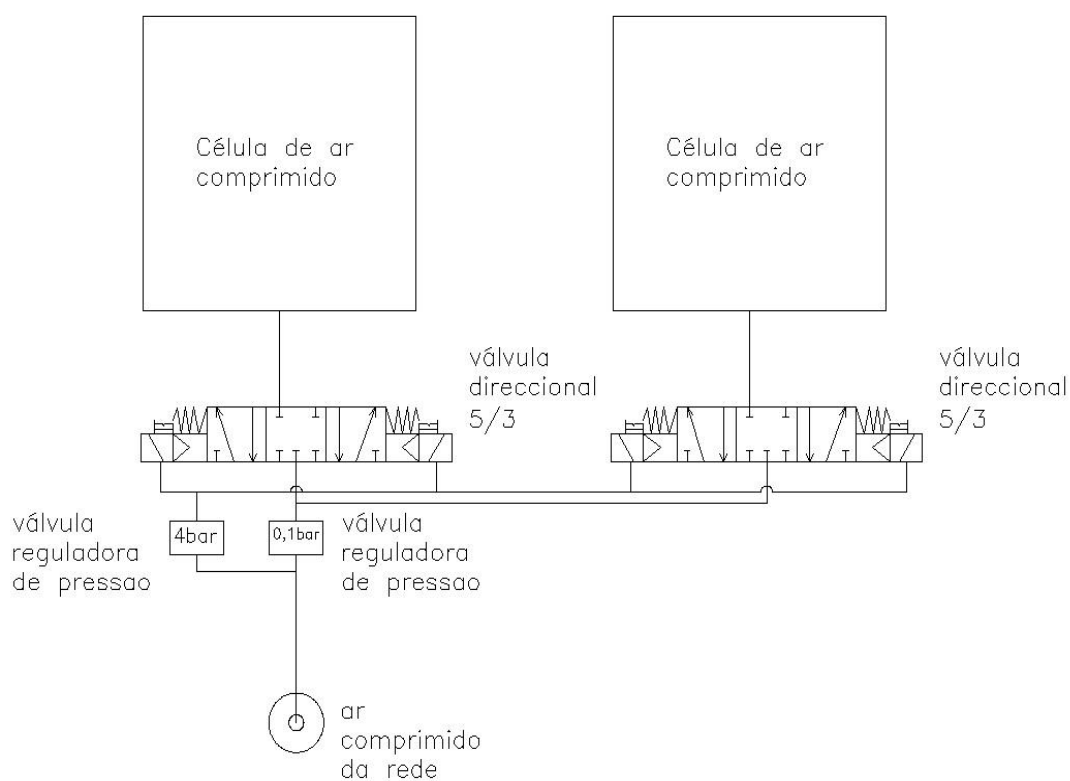


Figura 3.20 – Esquema do ensaio

Com o esquema feito é necessário ligar a um plc (Programmable Logic Controller) para que seja possível controlar a válvula automaticamente. Os plc's têm a capacidade de receber sinais (inputs) e depois de processar esses sinais reagir emitindo sinais de saída (outputs). O modo de funcionamento pode ser visto na Figura 3.21.

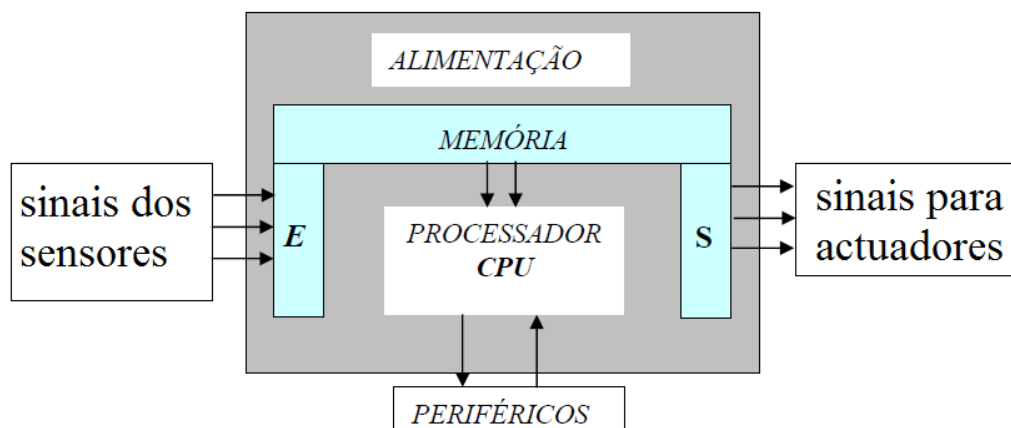


Figura 3.21 - Modo de funcionamento de um PLC

4.4 Controlo

No controlo foram feitos 3 programas, todos eles controlados através do tempo visto que não foi possível obter sensores de pressão.

O *grafcet* é uma ferramenta gráfica que permite, a partir de informações sobre o processo de comando, descrever o funcionamento pretendido e as acções a executar, como tal é uma ferramenta essencial para o controlo de autómatos visto que permite uma mais rápida compreensão do funcionamento.

Embora o *grafcet* seja de mais fácil compreensão com ele não é possível programar um autómato, para tal é necessário programar em *ladder*, visto isto depois de se ter o *grafcet* foi feito o *ladder* para cada um dos ensaios.

Para o controlo das células foi necessário dar-lhes códigos, desse modo, ficamos com a célula A e a célula B, onde no *grafcet* colocamos um “+” para indicar entrada de ar na célula e “-” para indicar saída de ar da célula, na programação *ladder* utilizou-se o “1” para indicar enchimento e o “0” para indicar esvaziamento. Deste modo, por exemplo no *grafcet*, quando vemos A+ e indicador de que naquela etapa esta a ser colocado ar na célula. Já no *ladder* se virmos por exemplo B_0 é sinal que a célula B está a ser esvaziada naquela etapa.

4.4.1 Ensaio 1

No primeiro ensaio decidiu-se fazer um programa simples que consiste nos seguintes passos:

- Quando o botão start for pressionado o programa arranca começando por encher a célula A durante 6 segundos
- Quando os 6 segundos forem atingidos a célula A pára de encher e começa a célula B a encher durante 6 segundos também
- No final desse tempo a célula A começa a esvaziar durante 4 segundos e enchendo logo de seguida durante 3 segundos
- Por fim o programa acaba esvaziando as 2 células durante 10 segundos

Todos esses passos estão representados em grafcet na Figura 3.22.

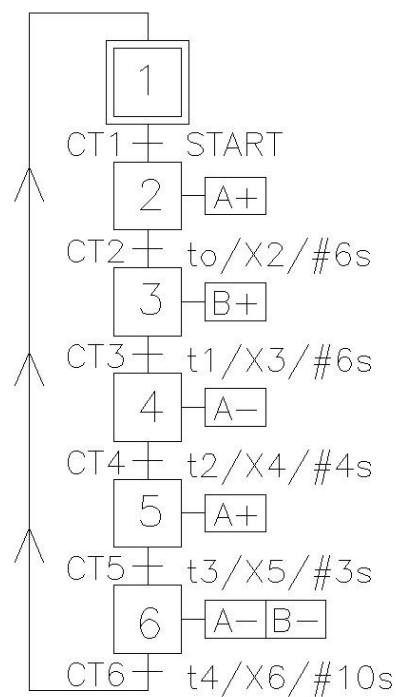


Figura 3.22 - Grafcet do Ensaio 1

Com este programa conseguimos verificar que podemos controlar as células individualmente.

4.4.2 Ensaio 2

No segundo ensaio decidiu-se fazer um programa que consiste nos seguintes passos:

- Quando o botão start for pressionado o programa arranca começando por encher a célula A durante 6 segundos
- Quando os 6 segundos forem atingidos a célula A pára de encher e começa a célula B a encher durante 3 segundos
- No final desse tempo a célula A começa a esvaziar durante 1,5 segundos e simultaneamente a célula B enche durante 3 segundos
- Terminados os 2 processos anteriores inicia-se o processo inverso, esvaziamento da célula B durante 1,5 segundos e enchimento da célula A em simultâneo
- Por fim o programa acaba esvaziando as 2 células durante 7 segundos

Todos esses passos estão representados em grafcet na Figura 3.23.

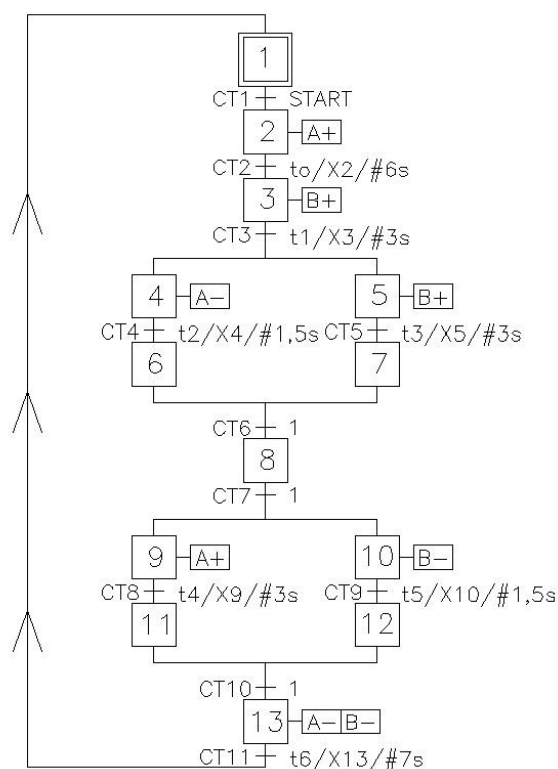


Figura 3.23 - Grafcet do Ensaio 2

Com este programa podemos provar que podemos controlar válvulas em simultâneo e durante tempos distintos.

4.4.3 Ensaio 3

No terceiro e último ensaio decidiu-se fazer um programa que consiste nos seguintes passos:

- Quando o botão start for pressionado o programa arranca começando por encher a célula A durante 6 segundos
- Quando os 6 segundos forem atingidos a célula A pára de encher e começa a célula B a encher durante 6 segundos também
- No final desse tempo a célula A começa a esvaziar durante 2 segundos e enchendo logo de seguida durante 3 segundos
- Neste passo fazemos exactamente o mesmo que se fez com a célula A no passo anterior mas com a célula B
- Os 2 últimos passos são repetidos por 3 vezes
- No final desses 3 ciclos o programa acaba esvaziando as 2 células durante 10 segundos

Todos esses passos estão representados em grafcet na Figura 3.24.

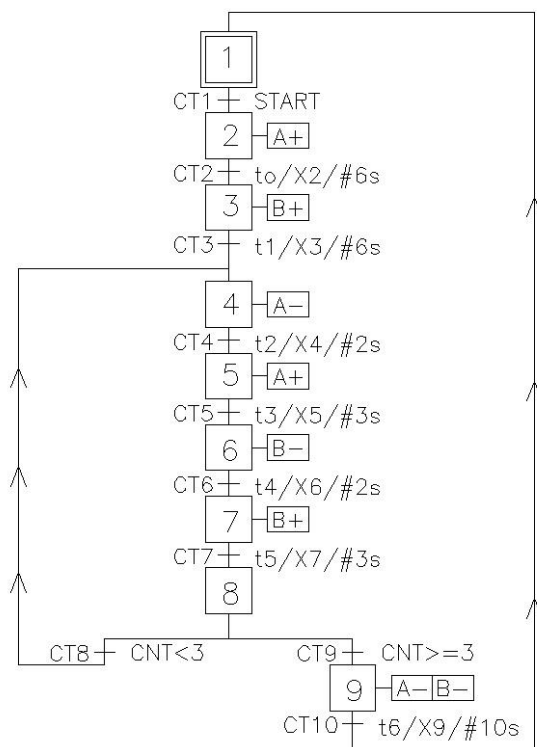


Figura 3.24 - Grafcet do Ensaio 3

Com este programa pode-se comprovar que com o colchão que está a ser desenvolvido pode também conter programas cíclicos proporcionando, por exemplo, uma massagem ao paciente relaxando-o.

4.4.4 Evoluções futuras

Futuramente o controlo vai ser através de vários sensores de pressão tanto na manta de pressão como sensores de pressão da célula de ar comprimido (como se pode ver na Figura 3.25), ou seja, os sinais emitidos pelos sensores de pressão vai ligar ao controlador (como se pode ver nas linhas a azul), este vai processar a informação e reagir emitindo sinais para as válvulas direccionais (outputs, que estão representados a vermelho).

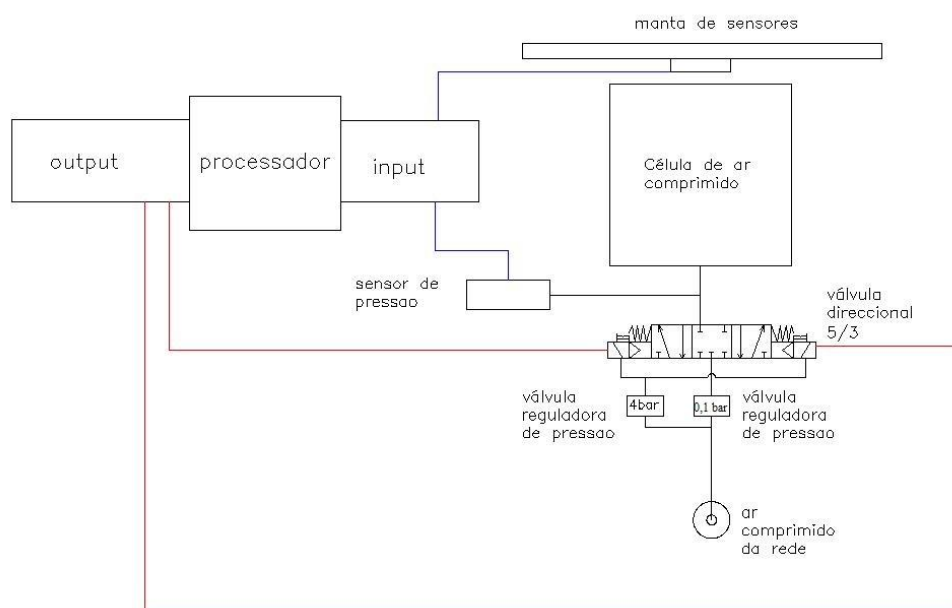


Figura 3.25 - Esquema de ligação do protótipo com a manta a um PLC

Sabendo que a cama de solteiro de menor dimensões a nível de produção industrial mede 0,8m por 1,8m, vamos ter essas medidas como referência. Deste modo, se cada célula tem como medidas 0,125m por 0,125m (no caso das cúbicas), então, obtemos uma matriz de 7 células por 15 células, o que faz um total de 105 células como podemos ver na Figura 3.26.

Com isto conseguimos concluir que necessitamos de um processador que suporte pelo menos 210 entradas (105 dos sensores de pressão na camara, e 105 dos sensores da manta) e 210 saídas (105 para mover cada uma das 105 válvulas para a esquerda, e 105 para mover as mesmas válvulas para a direita), destes as 210 entradas são analógicas o que entradas analógicas são muito mais caras que as entradas digitais, dessa forma o problema foi solucionado através de multiplexagem⁶. Assim podemos ter as 210 entradas ligadas a uma única entrada analógica, e este controlo vai ser feito através de transistores (que servem de interruptor) que são ligados ou

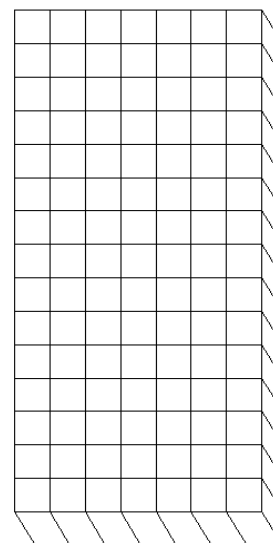


Figura 3.26 - Colchão de 105 células

desligados através do plc, com isto substituímos as 210 entradas analógicas por 210 saídas digitais e 1 entrada analógica como é explicado na Figura 3.27. Esta multiplexagem só é possível visto que a leitura dos sensores pode ser feita de 3 em 3 segundos que é o tempo de leitura de todos os sensores visto que cada 1 demora cerca de 10 milissegundos. Deste modo o autómato deveria suportar 420 saídas digitais e 1 entrada analógica.

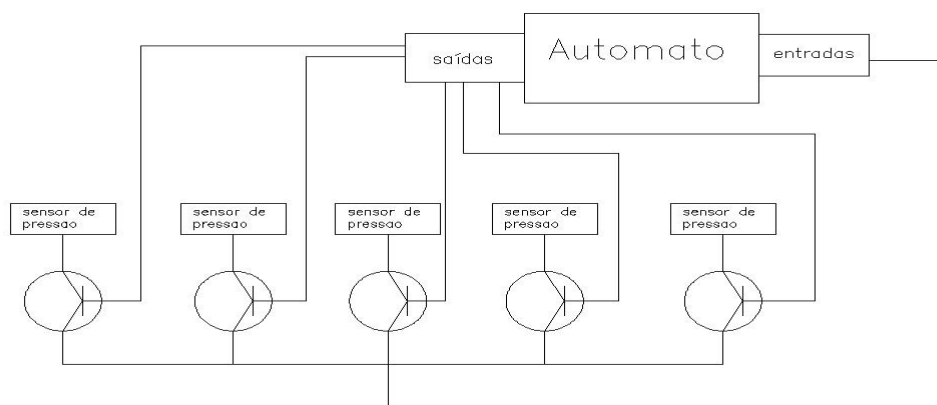


Figura 3.27 - Esquema da multiplexagem através de transístores

É importante também referir que o autómato pode ser ligado a um computador que tenha o programa de controlo de todo o sistema.

⁶ A Multiplexagem é o processo pelo qual múltiplos Canais de Dados, provenientes de diferentes Fontes, são combinados e Transmitidos através de um Único Canal de Dados ou de um Único Feixe de Dados.

5. CONCLUSÕES E TRABALHO FUTURO

5.1 Conclusões

A revisão bibliográfica sobre Úlceras de Pressão permitiu adquirir os conhecimentos sobre o seu desenvolvimento, os factores que contribuem para o seu aparecimento e as áreas de maior risco onde o seu desenvolvimento é susceptível. Com o estudo realizado sobre as diferentes tecnologias usadas na construção das actuais superfícies de suporte, para fins especiais, compararam-se as suas características e determinaram-se as suas vantagens e desvantagens no seu uso como superfícies de suporte.

Com a montagem do protótipo do colchão com células de ar comprimido, foi possível perceber o seu princípio de funcionamento e como é efectuada a modulação da pressão. Após a instalação ainda incompleta do protótipo procederam-se a alguns testes de forma a perceber como reagia o sistema em situações reais.

Com isto podemos comprovar que a modelação do colchão é possível podendo agora continuar a evoluir o colchão para que este consiga interagir com o paciente automaticamente, para isso é necessário desenvolver um programa que utilizando as informações da manta de pressões e das pressões das câmaras consiga controlar as varias células para que a prevenção das ulceras de pressão seja eficiente.

5.2 Trabalhos Futuros

O trabalho futuro seria não só a aquisição de sensores para se poder melhor controlar as células mas também na aquisição de mais células e com isto a aquisição de um plc capaz de suportar essas entradas e saídas para que se pode-se começar a ter noção exacta de como o colchão reagiria com varias células juntas e com diferentes pressões sobre cada uma delas.

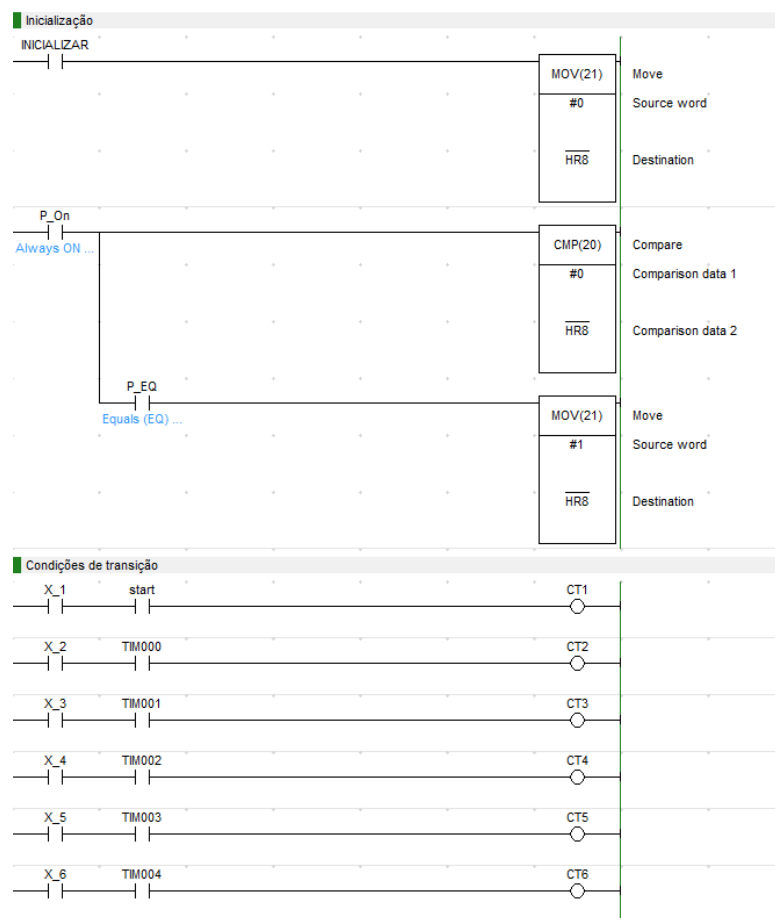
6. BIBLIOGRAFIA

1. EPUAP, <http://www.epuap.org>, Disponível em:
<http://www.epuap.org/guidelines/QRG_Prevention_in_Portuguese.pdf>, Acesso em: Janeiro 2011..
2. SAÚDE, M. D., Úlceras de Pressão- Prevenção, 2007, Disponível em:
<<http://www.rncci.min-saude.pt/SiteCollectionDocuments/ulceras.pdf>>, Acesso em: abril. 2011.
3. GOULART ET AL, 2008, Brasil, Disponível em:
<<http://www.faculdadeobjetivo.com.br/arquivos/PrevencaoDeUlcera.pdf>>, Acesso em julho 2011
4. ROCHA ET AL, 2006, Porto, Disponível em:
<<http://www.actamedicaportuguesa.com/pdf/2006-19/1/029-038.pdf>>, Acesso em julho 2011
5. BLUECHIPMEDICAL, www.bluechipmedical.com, Disponível em:
<<http://www.bluechipmedical.com/mattress-overlays>>, Acesso em: Março 2011.
6. THEROHOGROUP, www.therohogroup.com, Disponível em:
<http://www.therohogroup.com/products/medical%20mattresses/dry_floatation_isolette_mattress.jsp>, Acesso em: Março 2011.
7. INVACARE, www.glebehealthcare.com, Disponível em:
<<http://www.glebehealthcare.com/catalogue/index/product/manufacturerID/16/catalogueID/52/>>, Acesso em: Março 2011.
8. SORISA, www.sorisa.pt, Disponível em:
<<http://www.sorisa.pt/produto.aspx?ido=1625&produto=sistema-de-press%C3%A3o-alternada-apm-320>>.
9. PHC-ONLINE, www.phc-online.com, Disponível em: <http://www.phc-online.com/Hospital_Bed_Mattress_s/139.htm>, Acesso em: Março 2011.
10. HILL-ROM, www.hill-rom.com, Disponível em: <http://www.hill-rom.com/usa/FC_Eclipse.htm>, Acesso em: Março 2011.
12. ADRIANO M. ALMEIDA SANTOS, *Automação Pneumática*, 2ª. ed., Publindústria, 2009.
13. TIDEL, www.tidel.biz, Disponível em: <<http://www.tidel.biz/hypalonfabric.php>>, Acesso em: Julho 2011.

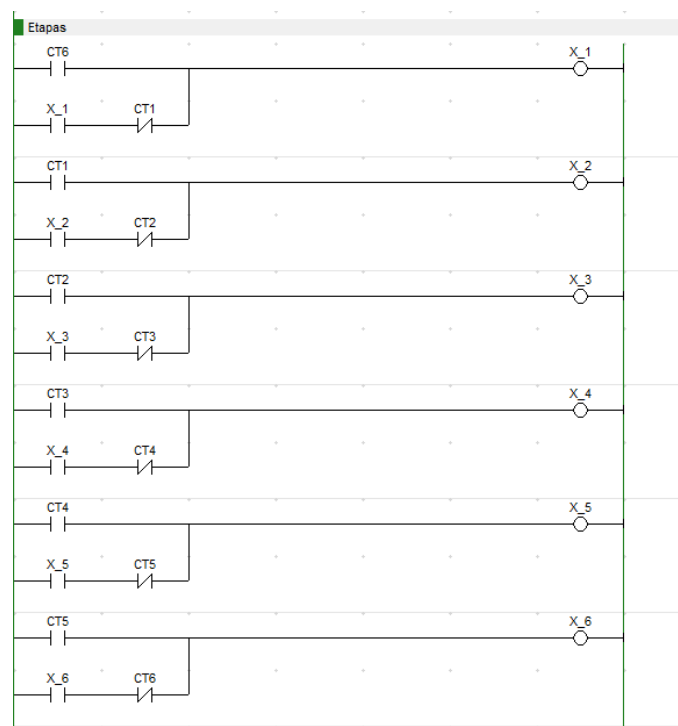
14. Disponível em: <<http://pandora.cisc.usp.br/teses/disponiveis/22/22132/tde-25112004-092213/publico/mestrado.pdf>>, Acesso em: Abril 2011.
15. Disponível em: <<http://www.publisaude.com.br/portal/artigos/enfermagem/ulcera-por-pressao.html>>, Acesso em: Maio 2011.
16. Disponível em:
<http://paginas.fe.up.pt/~asousa/tsca/Omron/cursos_omr/plc20_V1_0.pdf>, Acesso em: Abril 2011.
17. Disponível em: <<http://pt.scribd.com/doc/27673147/Unidade-Automatos-Programaveis>>, Acesso em: Junho 2011.
18. Disponível em:
<[http://www04.abb.com/global/seitp/seitp202.nsf/c71c66c1f02e6575c125711f004660e6/66e9e87756289f15c125779a00557b25/\\$FILE/Tabela+de+pre%C3%A7os+auto+matos+2011.pdf](http://www04.abb.com/global/seitp/seitp202.nsf/c71c66c1f02e6575c125711f004660e6/66e9e87756289f15c125779a00557b25/$FILE/Tabela+de+pre%C3%A7os+auto+matos+2011.pdf)>, Acesso em: Maio 2011.
19. JORGE BINS, www.jorgebinsely.com, Disponível em:
<<http://www.jorgebinsely.com/ulceras%20de%20pressao.pdf>>, Acesso em: Julho 2011.
20. Disponível em:
<http://findarticles.com/p/articles/mi_qa3977/is_200009/ai_n8917618/>, Acesso em: Julho 2011.
21. CAMOZZI, catalogue.camozzi.com, Disponível em:
<http://catalogue.camozzi.com/res/pdf/ENG_2_2_10.PDF>, Acesso em: Julho 2011.
22. CAMOZZI, catalogue.camozzi.com, Disponível em:
<http://catalogue.camozzi.com/res/pdf/ENG_2_2_35.PDF>, Acesso em: Julho 2011.
23. Carlos Miguel de Sousa Ferreira, Estudo Comparativo da Modulação da Pressão na Superfície de um Colchão, por Jactos de Água e Células de Ar Comprimido, tese de mestrado, Uminho, DEM, 2010
24. OANDPLIBRARY, Pressure relief characteristics in alternating pressure air cushions, Disponível em:
<http://www.oandplibrary.org/poi/1997_03_229.asp>

Anexo A – ENSAIO 1 LADDER

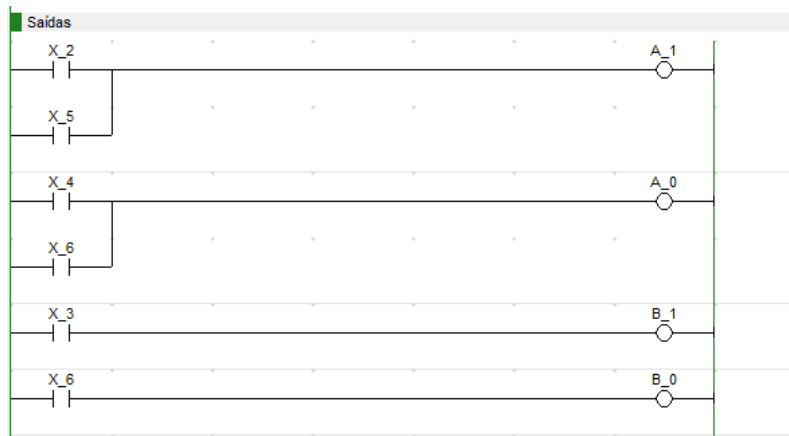
Inicialização e Condições de transição



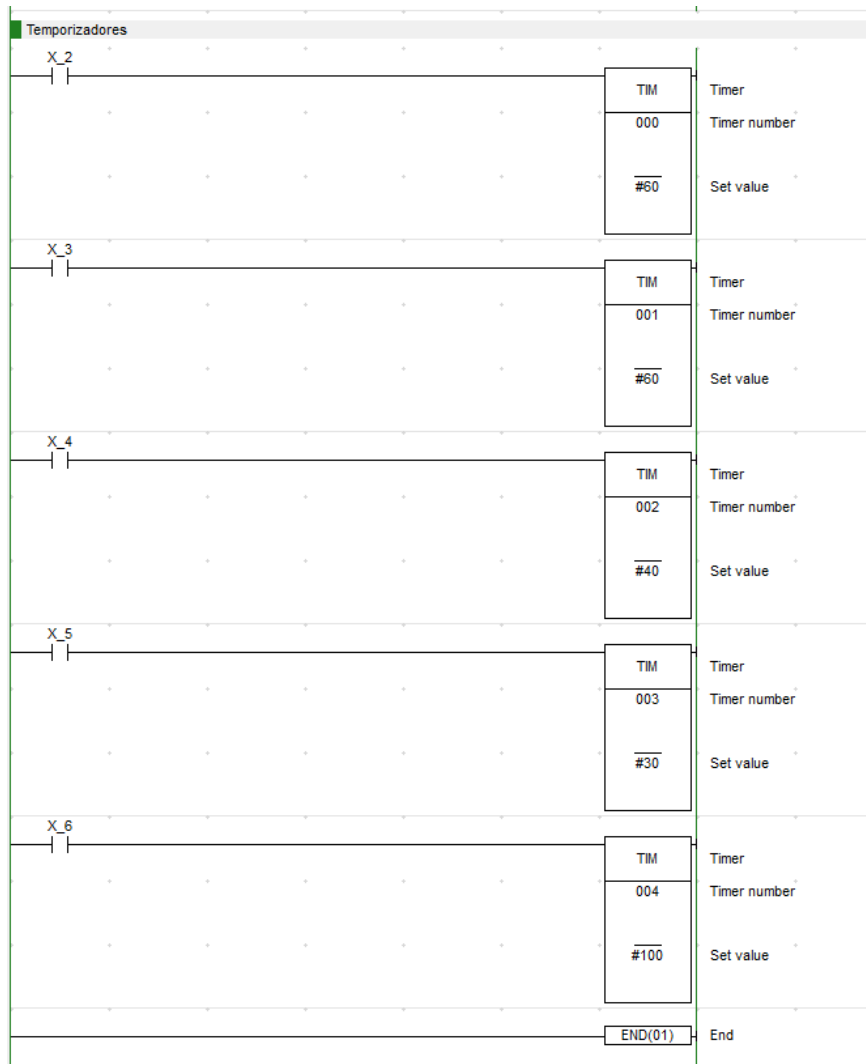
Etapas



Saídas

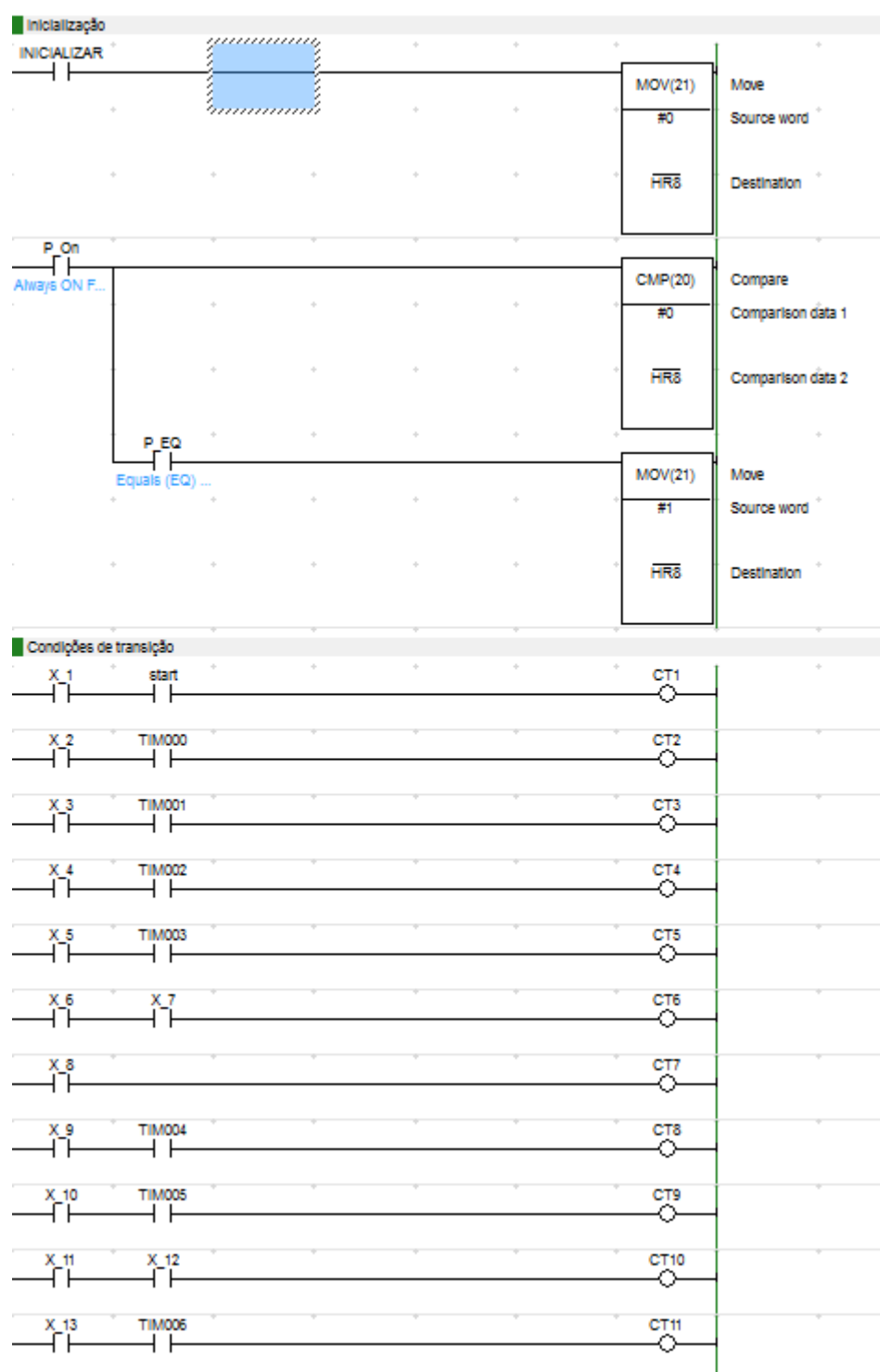


Temporizadores

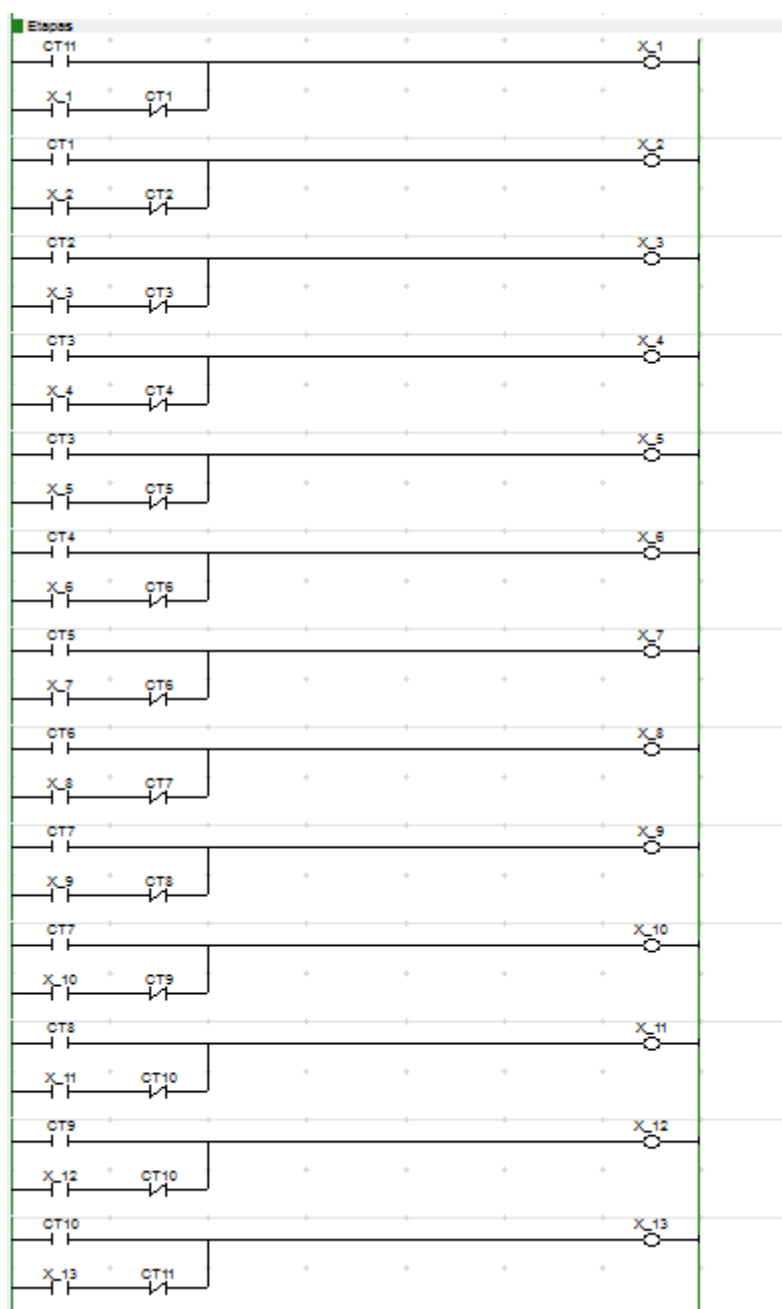


Anexo B – ENSAIO 2 LADDER

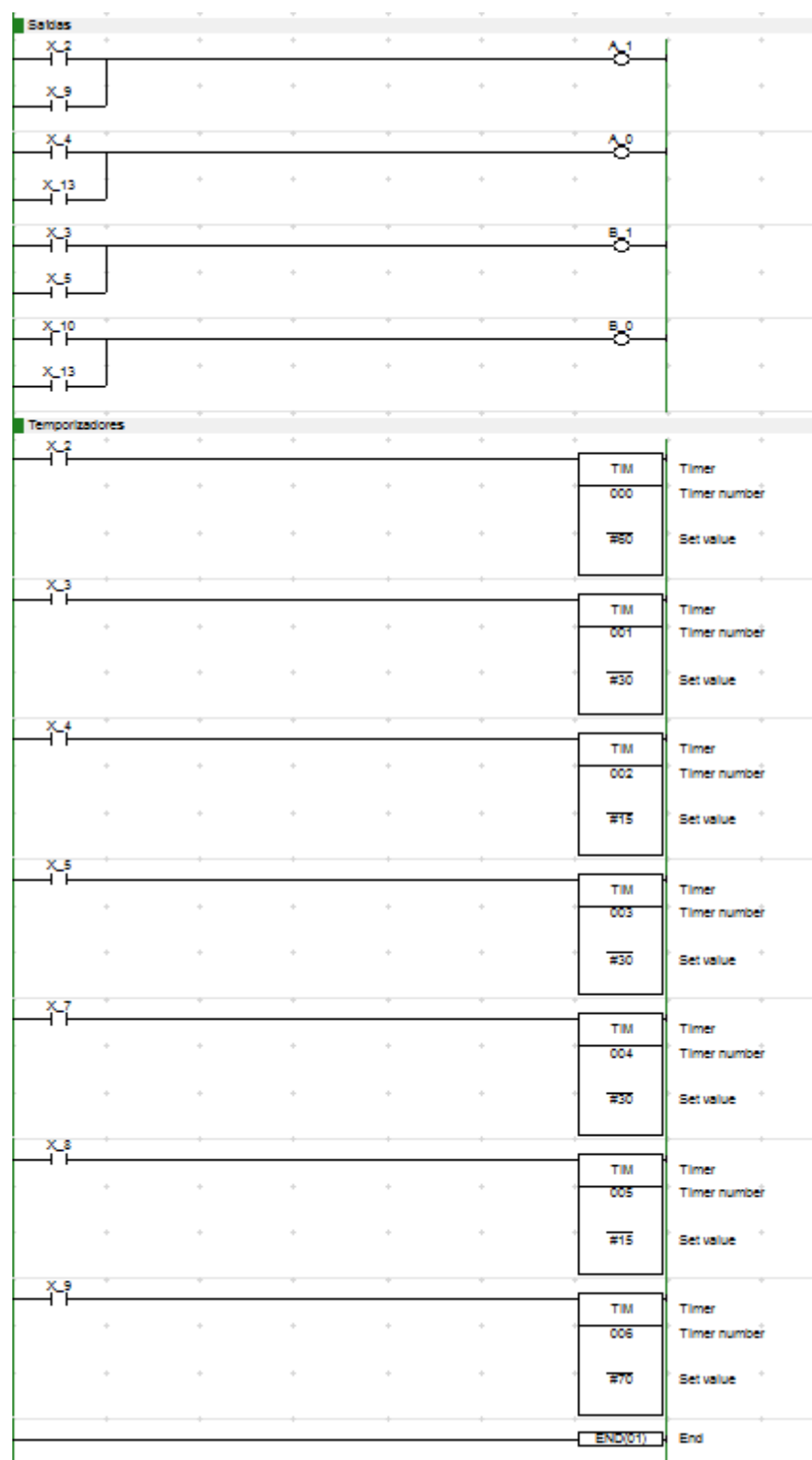
Inicialização e condições de transição



Etapas

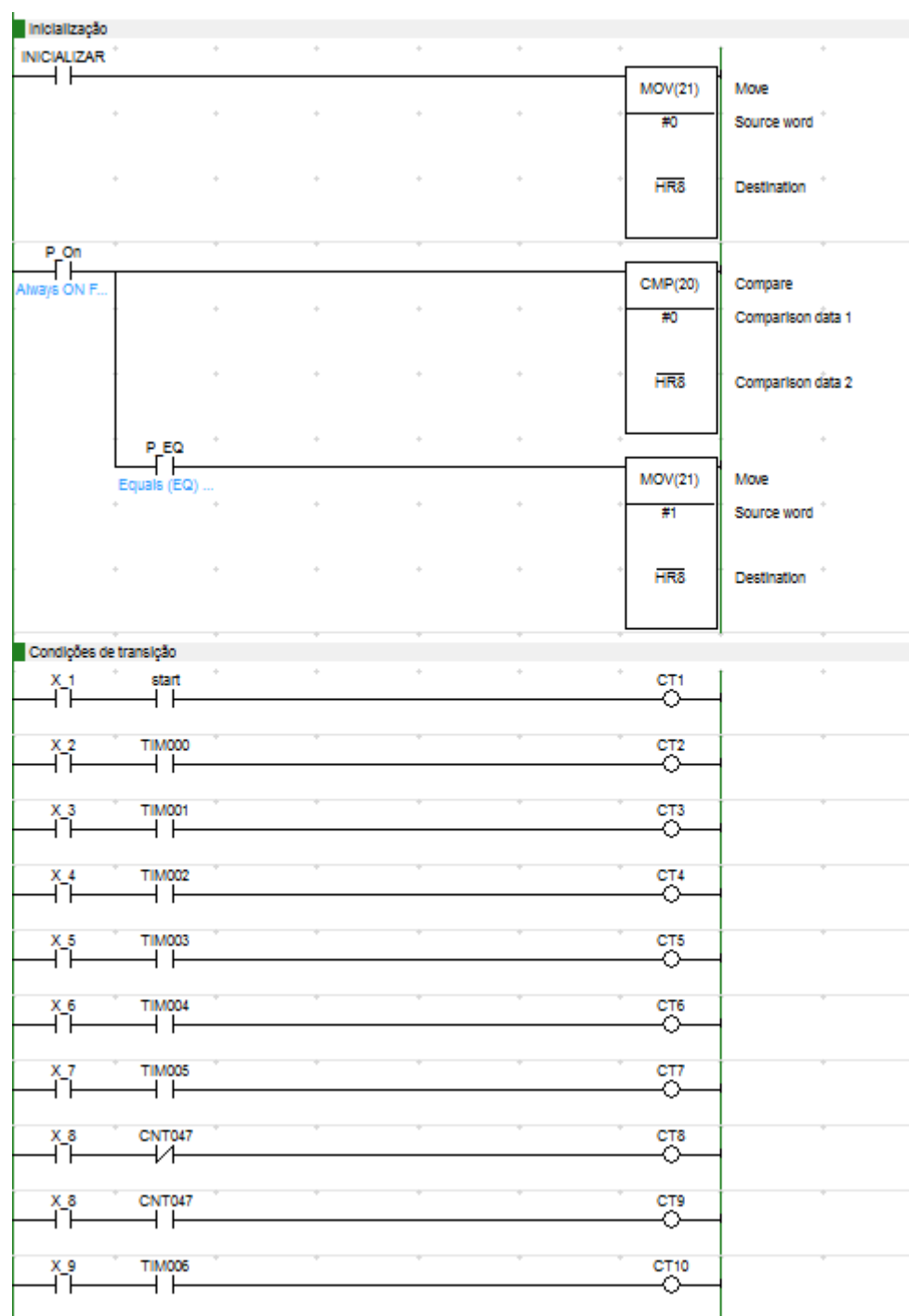


Saídas e Temporizadores

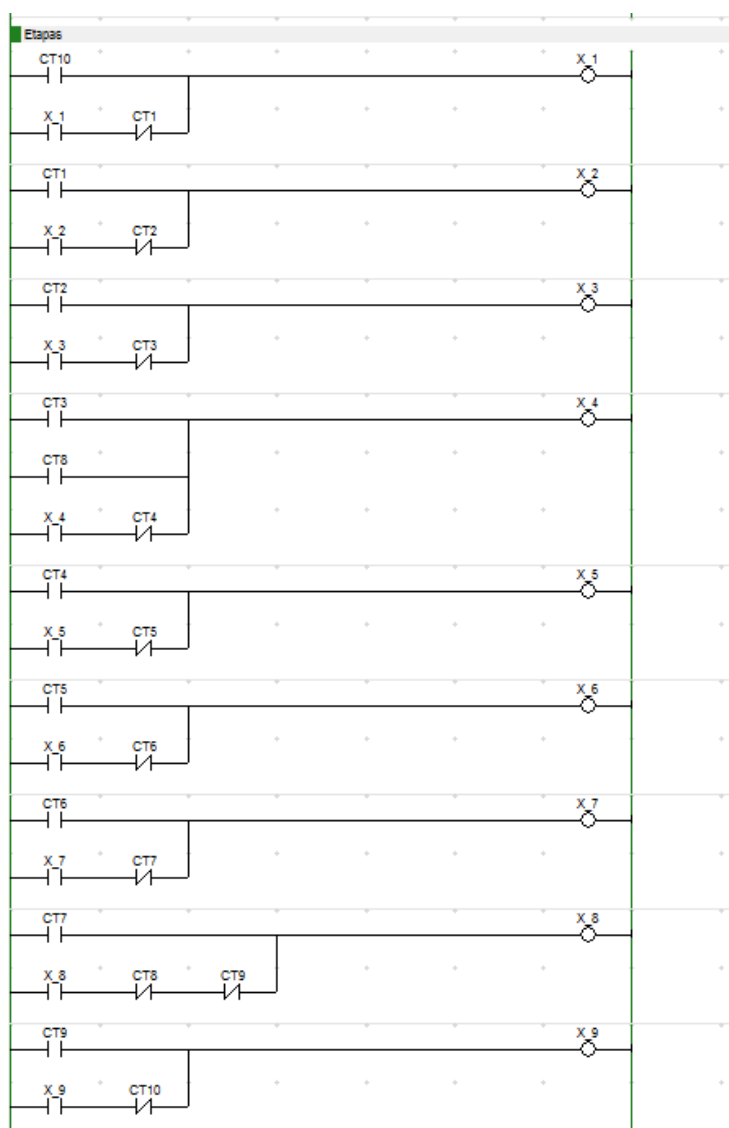


Anexo C – ENSAIO 3 LADDER

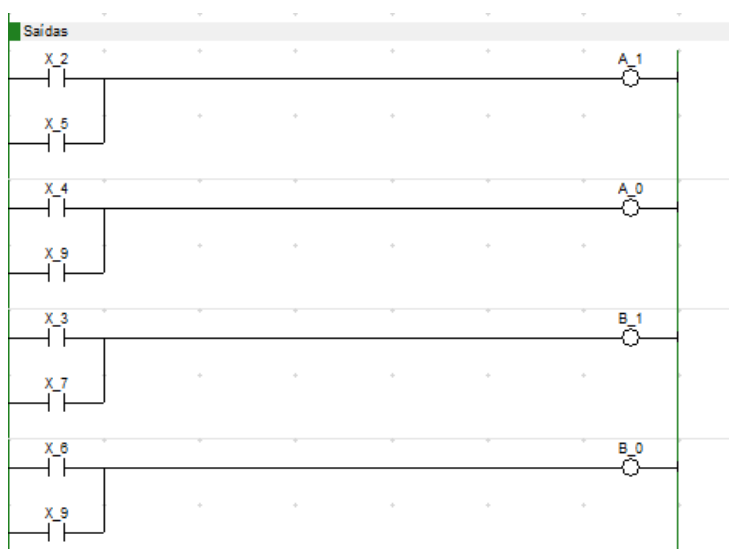
Inicialização e Condições de transição



Etapas



Saídas



Temporizadores

